



**Análisis y valoración de cambios morfológicos en el
macrodiseño del implante Klockner VEGA para el desarrollo de
un nuevo implante: búsqueda de una mayor estabilidad clínica.
Tesis industrial.**

Tesis presentada por

Bernardo Pinto Viana Ferreira de Lemos

Para optar al grado de Doctor en Odontología

Departamento de Estomatología

Facultad de Odontología de la Universidad de Sevilla 2020

Dirección

Prof. Dr. D. Vicente Ríos Santos.

Dr. D. Mariano Herrero Climent.



CERTIFICADO

Departamento de Estomatología.

Facultad de Odontología.

C/ Avicena, s.n.

41009 Sevilla.

D. Vicente Ríos Santos. Doctor en Medicina y Cirugía y Profesor Titular de Odontología Integrada del adulto del Departamento de Estomatología de la Universidad de Sevilla y

D. Mariano Herrero Climent. Doctor en Odontología.

Certifican:

Que el trabajo titulado "*Análisis y valoración de cambios morfológicos en el macrodiseño del implante Klockner VEGA para el desarrollo de un nuevo implante: búsqueda de una mayor estabilidad clínica. Tesis industrial*", desarrollado por D. Bernardo Pinto Viana Ferreira de Lemos, para optar al grado de Doctor, ha sido realizado bajo nuestra dirección y supervisión, habiendo los que suscriben revisado el mencionado trabajo y estando conformes con su presentación como Tesis Doctoral, para ser juzgado ante el tribunal que en su día se designe.

Y para que conste y a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Sevilla a 16 de diciembre de 2020.

Fdo. D. Vicente Ríos Santos

Fdo. D. Mariano Herrero Climent

Aos meus pais e irmão
por todo o apoio

"If I have seen further it is by standing on the shoulders of Giants."
Issac Newton

"Everything is theoretically impossible, until it is done."
Robert A. Heinlein

Agradecimientos

Este trabajo que ahora ve la luz convierte en realidad una ilusión que, para mi, hace unos meses se considerada como inalcanzable. Con su finalización completo mi último peldaño de formación académica como dentista. Esta ilusión de dimensiones para mi desorbitadas en su inicio se ha ido concretando en hechos reales y convirtiéndose en una meta alcanzable. Tengo que resaltar en este momento que, sin la ayuda de mis directores de tesis, los doctores Ríos Santos y Herrero Climent, este proyecto nunca se hubiera terminado y menos aún de la forma en que ha sido realizado.

Creo que también es el momento de agradecer a las empresas SOADCO y Klockner su inestimable ayuda, convirtiendo un proyecto inicial en una línea de trabajo y en una tesis industrial. Este hecho creo que es de una gran importancia, pone de manifiesto la importancia que la universidad y la investigación tienen para la sociedad y el desarrollo científico. De forma especial y en relación con SOADCO y Klockner, quiero destacar a D. Jordi Martínez y al profesor Javier Gil, por su disponibilidad, eficacia en el trabajo, ayuda y apoyo incansable.

Me gustaría dedicar este trabajo a mis padres y hermano Tiago, sin ellos nada de esto sería posible. Su apoyo y sustento siempre ha sido incondicional, no solo en este trabajo, sino en todos los proyectos en los que me embarqué, al sentirlos cerca todo se volvió más fácil e intuitivo. El ejemplo que me dieron me proporcionó la fuerza que necesitaba para seguir y avanzar. Gracias por tantas y tantas veces, que aún cansados me escuchasteis y por mostrar el cariño y la paciencia que habéis tenido conmigo todos estos años. Gracias por el ejemplo y la educación recibida, gracias por enseñarme de una manera tan sencilla una forma ejemplar de ir por la vida y como se vive una familia.

Un agradecimiento especial a uno de mis mentores y gran amigo Mariano, Mariano Herrero, por todas las enseñanzas, no solo a nivel profesional, sino también a nivel personal, las cuales contribuyeron en gran medida a mi formación y desarrollo profesional y personal. Por todas las horas en tu casa, no solo en este proyecto, sino en muchos otros en los que me incluiste. Gracias por creer en mí y crear una ilusión por esta profesión nuestra y en su forma de ejercerla, que se ha ido haciendo realidad día a día. Por las palabras de coraje y fuerza que me impulsaron a seguir y no darme por vencido. No solo ha habido trabajo, agradecido por todos los buenos momentos, música, conversaciones, paellas y bocadillos contigo y Sol. Las palabras no bastan para agradecerte todo lo que hiciste por mí. Una vez más gracias.

El doctor Carlos Falcao, mentor y amigo, es otra de las personas determinantes en mi quehacer y desarrollo profesional. Su nivel de exigencia y búsqueda de la perfección han sido un ejemplo para marcar cuáles han de ser mis estándares de trabajo. Gracias por creer en mí y darme la oportunidad de vivir la profesión en el día a día a su lado.

En mi cabeza y corazón está y estará siempre la Universidad Fernando Pessoa, en los que desarrollé mi formación como dentista y pasé los mejores años de mi vida, y en la cual participo como docente, iniciando mi camino en la formación de otros futuros colegas y permitirme devolver a la profesión una parte de lo que ella me ha dado. Quiero personalizar este agradecimiento en las profesoras Sandra Gavinha y Patrícia Manarte. Ambas son una inestimable ayuda en este nuevo camino de la docencia iniciado por mí. Un agradecimiento especial para la profesora Manarte con quien colaboro en la asignatura de Dentística por su paciencia, comprensión y apoyo permanente.

También agradezco a los compañeros y amigos del Máster de Estética y Rehabilitación Oral del Porto Dental Institute (PDI), Catarina Gama, João Baptista Pereira, Marta Belbut, Patricia Filipe, Rui Marques, Simone Marques y Sofia Costa su amistad y cariño. Estos tres años han sido muy importantes para mí en lo personal y en lo referente a mi formación. Somos un equipo con un espíritu de querer hacer más y mejor. Un placer compartir el tiempo con vosotros.

No quiero dejar pasar este momento sin agradecer a algunos compañeros y amigos de profesión que marcaron de una forma u otra lo que ahora soy y cual es mi camino, gracias Miguel Albuquerque Matos, Hélder Oliveira, Alexandrine Carvalho, Artur Falcão, Paula López, Paulo Ribeiro, Raquel Oliveira, Eduardo Flor entre otros muchos de los cuales me olvido en este momento.

También agradezco a mi amigo y colega de profesión Ricardo Esteves todo el tiempo compartido y los proyectos que hemos iniciado y desarrollado juntos desde los tiempos de la facultad y de antemano por los que están por venir.

No quiero olvidarme de dar mis agradecimientos a un gran amigo que siempre ha estado ahí, João Maria Aleluia.

Por último, quiero agradecer de una forma muy especial a mi novia Rita por acompañarme en este viaje de la vida, por la pasión depositada en todos esos proyectos grandes y pequeños que se desarrollan desde el día a día y que iniciamos juntos. No puedo expresar con palabras el apoyo, la comprensión, la paciencia, la motivación y el cariño que me has dado y que claramente siento. Gracias por permitirme comenzar todos los días a tu lado. Gracias por darme la fuerza para afrontar los retos que nos depara la vida, y poder hacerlo a tu lado.

Índice

| | |
|---|----|
| Justificación | 13 |
| Introducción | 17 |
| Supervivencia de los tratamientos con implantes dentales | 19 |
| Osteointegración | 21 |
| Requisitos para el éxito de un implante | 25 |
| Estabilidad de un implante | 27 |
| Calidad y disponibilidad óseas | 31 |
| Técnica quirúrgica | 35 |
| Superficies de implantes | 39 |
| Incremento de la estabilidad primaria: factores que dependen del implante | 43 |
| Núcleo | 44 |
| Espiras | 46 |
| Surcos helicoidales | 51 |
| Carga Inmediata | 55 |
| Implante postextracción o implante inmediato | 61 |
| Posición tridimensional del implante | 69 |
| Métodos clínicos para evaluar la estabilidad en la interfase implante-hueso | 71 |
| Planteamiento del Problema | 81 |
| Objetivos del estudio | 83 |
| Material y métodos | 85 |
| Comité ético | 85 |
| Implantes | 85 |
| Características de los implantes | 87 |
| Implante Klockner VEGA grupo control | 88 |
| Estudio I. | 89 |
| Estudio II. | 90 |
| Estudio III. | 92 |
| Estudio IV. | 93 |

| | |
|--|-----|
| Técnica quirúrgica | 94 |
| Tamaño muestral | 98 |
| Colocación de los implantes. Valoración de las variables | 98 |
| Método estadístico | 101 |
| Resultados | 103 |
| Introducción | 103 |
| Estudio I. | 103 |
| Análisis estadístico | 110 |
| Conclusión | 116 |
| Estudio II. | 117 |
| Análisis estadístico | 127 |
| Conclusión | 134 |
| Estudio III. | 137 |
| Análisis estadístico | 146 |
| Conclusión | 154 |
| Estudio IV. | 155 |
| Análisis estadístico | 161 |
| Conclusión | 167 |
| Discusión | 169 |
| Conclusiones | 177 |
| Bibliografía | 179 |
| Anexo | 211 |
| Tablas de resultados | 211 |
| Estudio I | 211 |
| Estudio II | 218 |
| Estudio III | 226 |
| Estudio IV | 236 |
| Contrato de Colaboración SOADCO, S.L. | 240 |
| Difusión de la Investigación | 244 |

Justificación

La utilización de implantes dentales en la rehabilitación de los pacientes total o parcialmente desdentados es una práctica cotidiana en las clínicas dentales en la actualidad. Las tasas de éxito de los tratamientos con implantes, el grado de satisfacción de los pacientes y la simplificación de las técnicas empleadas en el desarrollo de los tratamientos, tanto en su aspecto quirúrgico como restaurador, han hecho que sean una herramienta terapéutica imprescindible a la hora de abordar un plan de tratamiento.

Esta alta difusión de la indicación de los tratamientos con implantes ha conllevado una alta exigencia por parte de los clínicos que los emplean en las características que han de tener los dispositivos a utilizar. De esta forma las compañías responsables de la fabricación de los implantes y los accesorios necesarios para su colocación y rehabilitación han tenido que adaptar sus productos a las necesidades y exigencias de los usuarios.

La evolución en el tiempo de los tratamientos con implantes dentales, la ampliación de las indicaciones, la incorporación de nuevas técnicas y protocolos de utilización, junto con las altas tasas de éxito de los citados tratamientos, han conllevado que se indiquen tratamientos con el empleo de implantes dentales en situaciones o indicaciones que en tiempos pretéritos eran impensables, como pueden ser los implantes postextracción, aplicación de protocolos de carga inmediata o la colocación de implantes en huesos de pobre densidad o escasa disponibilidad ósea.

Estas indicaciones requieren de unas características en el diseño de los implantes que faciliten su colocación con el fin de facilitar su inserción en el lecho óseo que los alojará, aumentar la estabilidad inicial o primaria, ayudar a mantener o preservar el hueso crestral que los rodea. Las características del diseño macroscópico y microscópico de los implantes van a ser determinante en el devenir de los tratamientos con el empleo de implantes dentales.

Sería correcto y deseable que las características de estos dispositivos estuvieran determinadas en base al conocimiento científico, y fueran establecidas tras el desarrollo de proyectos de investigación que establezcan cuáles deberían los parámetros a ser aplicados y cuáles son las repercusiones en los tratamientos del uso de uno u otro diseño. La industria, responsable de la fabricación de los sistemas de implantes dentales, y la universidad, responsable de establecer las líneas de la vanguardia de la ciencia, deben ir de la mano y marcar el camino de la investigación y desarrollo (I + D).

Es para el autor de este trabajo de doctorado una satisfacción el poder pertenecer a un grupo de trabajo alineado en este sentido, siendo esta tesis una tesis de la industria en la que se puede ver como el trabajo de investigación tiene una repercusión directa en la industria y, por tanto, en la sociedad.

La compañía de implantes Klockner, en el ánimo de satisfacer las demandas del mercado, sintió la necesidad de fabricar un implante que permitiera a los clínicos responsables de la colocación de los implantes, disponer de un implante con el que afrontar situaciones en las que fuera necesaria una mayor estabilidad de estos, al tiempo que se usaba un implante que trabajara a nivel de hueso (*bone level implant*) con conceptos *platform switching*. Dicha compañía, en cooperación con la Universidad de Sevilla, formó un equipo de trabajo para el desarrollo del citado implante.

De dicha cooperación surgió una línea de trabajo, en la cual está englobado el presente trabajo, que incluía varios aspectos:

- o estado del arte mediante revisión de la literatura existente sobre el diseño macroscópico de los implantes dentales.
- o diseño macroscópico de un nuevo implante tipo *bone level implant* en el plano teórico.
- o estudios in vitro de los diferentes Prototipos surgidos del plano teórico en comparación con otros existentes ya contrastados clínicamente.
- o estudios por medio de elementos finitos del comportamiento biomecánico del nuevo diseño en comparación con otros existentes ya contrastados clínicamente.
- o estudios clínicos en los que se contraste si se alcanzaron los objetivos deseados.

El autor forma parte del equipo responsable del diseño y ejecución de la citada línea de trabajo, cuyos resultados se van plasmando en diferentes publicaciones, como se puede observar en el ANEXO del presente documento. En la actualidad aún están pendientes de ser publicados los resultados parciales de los estudios de elementos finitos, estando en ejecución diferentes estudios clínicos prospectivos con el nuevo diseño de implante.

El presente trabajo se centra en el diseño macroscópico de implantes dentales que trabajan a nivel de hueso con concepto de cambio de plataforma con el objetivo de conseguir unos implantes que obtuvieran una mayor estabilidad inicial o primaria. No es objetivo el diseño microscópico o superficie del implante, debido a que se han empleado en el estudio superficies de implantes (*Shotblasting* y *Contacti*), altamente contrastadas y avaladas por diferentes publicaciones de esta misma Universidad y con participación de miembros del presente equipo de trabajo, como se comenta en el interior del presente documento.

Una vez establecidos los criterios idealmente necesarios para aumentar la estabilidad de los implantes, se desarrollaron una serie de Prototipos que fueron testados en estudios in vitro, en hueso de origen animal, en circunstancias similares a las que se pueden encontrar en hueso humano. Así mismo se testaron en circunstancias quirúrgicas habituales en la clínica diaria: - normofresado, - diferentes tipos de infrafresado. De esta forma se seleccionó aquel Prototipo que, habiendo sido comparado con diseños ya existentes, mostraba unas características más adecuadas a los objetivos que se pretendían.

Posteriormente se procedió a desarrollar los otros apartados de la línea de estudio o trabajo para el desarrollo del nuevo implante, motivo de tesis doctorales futuras de esta misma universidad.

Tras la introducción se muestran a continuación los diferentes estudios llevados a cabo para dar respuesta a los objetivos planteados.

Finalmente se muestran los artículos ya publicados, producto de esta línea de trabajo e investigación.

Introducción

En los últimos 50 años, la implantología oral ha evolucionado desde un momento en el que inicialmente los tratamientos fueron puramente empíricos hasta hoy, momento en el que se pueden considerar tratamientos predictivos, tanto desde su aspecto funcional, como desde su aspecto biológico (1). Las altas tasas de éxito han llevado al hecho de que los procedimientos de rehabilitación oral con el uso de implantes dentales también han evolucionado de manera decisiva.

Las diferentes publicaciones demuestran que los resultados de los tratamientos con implantes dentales a largo plazo son muy satisfactorios. Son múltiples los estudios que reportan resultados con 10 o más años de seguimiento con tasas de supervivencia superiores al 90%, con independencia del tipo de tratamiento (restauraciones unitarias, desdentados parciales o totales), de la localización de los implantes (maxilar superior o mandíbula), o del protocolo de carga seguido (carga inmediata, temprana o diferida) (2-7).

Con esta evolución, se han modificado los objetivos de los tratamientos con implantes, hasta el punto de que el conseguir de la osteointegración ya no es el objetivo principal, es un hecho que se produce siempre y cuando se respeten una serie de condiciones tanto por parte del paciente, de los materiales empleados y de la técnica empleada para el uso de estos dispositivos.

El confort del paciente, la optimización de los resultados estéticos, acortar la duración de los tratamientos, el manejo de los tejidos que rodean a los implantes y las restauraciones sobre ellos, y el mantenimiento en situación de salud y de forma estable de los tratamientos que utilizan implantes dentales como herramienta terapéutica, se han convertido en parte fundamental de los objetivos de los tratamientos rehabilitadores con implantes dentales.

Estos objetivos han llevado al uso cada vez más frecuente de protocolos de colocación de implantes postextracción o inmediatos (extracción y colocación de implantes en el mismo tiempo quirúrgico), así como a la aplicación de protocolos de carga inmediata de las fijaciones (colocación de la rehabilitación fija en el momento de la colocación del implante).

Las demandas o exigencias de clínicos y pacientes son mayores buscando tratamientos más estéticos y breves de duración, con una alta predictibilidad, en los cuales los resultados puedan ser previstos, con el menor riesgo posible a nivel funcional y biológico, tanto en el corto como en el largo plazo.

Estos cambios en los objetivos, demandas y expectativas han obligado a ciencia e industria a dotar de herramientas a los profesionales implicados para poder satisfacer las necesidades de los tratamientos,

evolucionando para responder a los desafíos que se plantean en las diferentes áreas y momentos de los tratamientos.

La evidencia científica, el conocimiento más profundo de la biología y la cicatrización ósea, han sugerido los cambios que han permitido la evolución de los implantes, tanto en su macroestructura (diseño y morfología), como en su microestructura (superficies de los implantes). De la mano de estos hechos se ha modificado la práctica diaria en los consultorios dentales, convirtiéndose en habituales la indicación de ciertas prácticas (implantes postextracción, protocolos de carga inmediata, ...) otrora difíciles de plantear.

Supervivencia de los tratamientos con implantes dentales

Son múltiples los estudios en los que se valoran no solo las tasas de supervivencia de los implantes dentales, sino también las de los tratamientos rehabilitadores, en diferentes circunstancias e indicaciones gran parte de ellos en el largo plazo. A continuación, se refiere como muestra los resultados de alguno de los mencionados estudios.

En un estudio clínico con 47 pacientes valorados a los 15 años, Linquist (1996) evaluó la supervivencia de las rehabilitaciones completas, mandibulares, refiriendo una tasa de éxito del 98.9% sobre los 273 implantes colocados y una tasa de éxito del 100% de las prótesis soportadas por implantes (8).

Gallucci (2009) en un estudio clínico en 45 pacientes con control a los 5 años, registró la supervivencia y la tasa de éxito de rehabilitaciones completas mandibulares sobre implantes con un diseño de las prótesis que incluía una extensión o cantiléver distal. Refiere en este estudio que la tasa de supervivencia de los implantes fue del 100% y de las prótesis implanto-soportadas colocadas fue del 95.5%, con una tasa de éxito para las rehabilitaciones del 86.7% (9).

En el estudio prospectivo multicéntrico dirigido por Lekholm (1999) con 10 años de seguimiento, se evalúa la supervivencia de los implantes y las prótesis fijas sobre implantes en la rehabilitación de desdentados parciales. Informa de una tasa de supervivencia del 92,6% de los implantes y del 94,3% de las rehabilitaciones (10).

Naert (2002) en un estudio retrospectivo con valoración de 5,5 años, evaluó la supervivencia de las prótesis fijas soportadas por implantes. Incluía la valoración de 1022 implantes colocados para la realización de restauraciones unitarias, parciales o totales. La tasa de supervivencia referida en el estudio de los implantes fue del 94,5% y la tasa de supervivencia de las prótesis fue del 96,4% (11).

En una revisión sistemática realizada por Pjetursson (2012), en la que se evaluó la tasa de supervivencia de los implantes y las rehabilitaciones fijas sobre ellos, se concluyó que los implantes tenían una tasa de supervivencia del 96,5% a los 5 años de seguimiento y a los 10 años de seguimiento fue del 93,1%. Las rehabilitaciones protésicas a los 5 años mostraron una supervivencia del 95,4% y a los 10 años de control fue del 80,1% (12).

En el reemplazo de dientes con implantes para restauraciones unitarias, Jung (2012), en una revisión sistemática a los 5 y a los 10 años, concluyó que la supervivencia de los implantes a los 5 años fue del 97,2% y a los 10 años fue del 95,2%. La supervivencia de las restauraciones unitarias fue del 96,3% a los 5 años y del 89,4% a los 10 años (13).

Teniendo en cuenta la literatura más reciente sobre las tasas de éxito y la supervivencia a largo plazo del uso de implantes dentales para la rehabilitación con prótesis fija de los pacientes desdentados, se puede concluir que es un tipo de tratamiento efectivo, con independencia del tipo de rehabilitación protésica que se realice (restauraciones unitarias, parciales o de desdentados totales). Es evidente que este tipo de tratamiento es muy frecuente en las clínicas dentales, lo que ha forzado a una evolución constante en esta área, tanto en cuanto a los diferentes aspectos que afectan a los implantes en si mismo, en términos de su estructura, materiales o diseño, como también en su manejo, por tanto, a las técnicas quirúrgicas utilizadas (14-16). Igualmente son elevadas las tasas de éxito, como se verá más adelante, en los tratamientos con implantes cuando se aplican protocolos de carga inmediata o se realizan implantes postextracción. Estas técnicas, últimamente citadas y como se analizará con posterioridad, son motivo de la exigencia en la evolución del diseño de los implantes por parte de la industria del sector.

Osteointegración

Tras la conferencia de Toronto en 1982 (17), el profesor Brånemark establece una serie de criterios para tener éxito en los tratamientos con implantes dentales. La implantología deja de ser empírica y se protocoliza su utilización. La comunidad odontológica pasa a tener elementos de referencia para la realización de tratamientos con un alto nivel de predictibilidad.

En los primeros años de la implantología, en la década de 1960, un criterio fundamental para el éxito de un implante intraóseo tras su colocación era el tiempo de espera para su curación o cicatrización, colocado con un procedimiento quirúrgico lo más atraumático posible. Por lo tanto, era esencial evitar el sobrecalentamiento del hueso durante la osteotomía para la preparación del lecho. Inicialmente este proceso fue descrito por Brånemark, quien tomó como criterio fundamental para la cicatrización completa de la interfase hueso-implante un tiempo de espera de aproximadamente 5-6 meses para el maxilar y 3-4 meses para la mandíbula (1) tras la inserción de los implantes en el lecho óseo creado. Pasado este tiempo, en el que se producía la unión del implante al hueso que lo rodeaba (osteointegración), se procedía a la rehabilitación de las fijaciones colocadas en los maxilares del paciente. Los implantes en el protocolo sugerido por Brånemark, permanecían durante este tiempo cubiertos por la mucosa, obligando a un segundo tiempo quirúrgico para su exposición, facilitando así su rehabilitación. La intención de dicha actitud era que los implantes durante el periodo de cicatrización permanecieran libres de carga, evitando su encapsulación por tejido fibroso, hecho que conllevaría la pérdida del implante (18, 19). Principalmente eran dos los argumentos en los que se basaba este protocolo: - el que los micromovimientos provocados por posibles fuerzas en la interfase hueso-implante durante el periodo de cicatrización, podían inducir la formación de tejido fibroso en lugar de una aposición directa de hueso en la superficie del implante (20, 21), el hecho de que la capa de hueso necrótico que se producía tras la osteotomía y que rodeaba al implante tras su inserción en el lecho óseo, no tendría capacidad de soportar cargas (18, 22).

A fines de la década de 1960, el grupo de implantología dirigido por el profesor Schroeder de la Universidad de Berna, describió, a partir de estudios histológicos, el vínculo que se encontró entre el hueso y el implante osteointegrado. Lo denominó Anquilosis Funcional: el hueso nuevo es depositado directamente sobre la superficie de un implante siempre que se sigan las reglas para la instalación atraumática del implante y que el implante muestre estabilidad primaria (23)

Brånemark (1969) partiendo de estudios en perros describió el proceso de formación de hueso alrededor del implante, mostrando que hubo una remodelación ósea que garantizó la existencia de un anclaje biológico del implante al hueso y, en 1977, describió el fenómeno de la osteointegración, demostrando histológicamente que había un anclaje directo del hueso alrededor del implante. La osteointegración se define como una conexión directa, estructural y funcional entre el hueso vivo,

ordenado, y la superficie de un implante sometido a carga funcional demostrado al nivel de microscopía óptica (18, 21, 22)

Albrektsson (1987) en un estudio realizado en conejos, descubrió que había una correlación con el torque de remoción del implante y el momento o tiempo en el que se valora la osteointegración del implante, concluyendo que cuanto más tiempo estaba el implante en contacto con el hueso, mayor era el torque de remoción. Tras el primer mes el torque necesario fue de 10-15 Ncm y después de un año el torque promedio fue de 88 Ncm. Datos del mismo estudio, refieren que hubo un marcado aumento en la rigidez ósea en la interfase hueso-implante hasta el tercer mes de osteointegración y que esta aumentaba progresivamente hasta los 12 meses (24).

Es necesario comprender el fenómeno de la cicatrización ósea alrededor de los implantes, la relación superficie del implante-tejido óseo, para poder entender la implicación clínica en relación con la estabilidad primaria de los implantes y como valorarla.

Se puede dividir la secuencia de cicatrización ósea en la superficie del implante en tres fases. La primera fase es en la que se produce la migración de células osteogénica y su reclutamiento sobre la superficie del implante gracias a un coagulo sanguíneo inicialmente formado. Se pone en marcha tras la colocación del implante una cascada de acontecimientos que comienza con la adsorción en la superficie del implante de componentes del suero, proteínas que permiten la unión de las células osteoprogenitoras, una mayor acumulación de factores de crecimiento, ... La segunda fase o fase de neoformación ósea, tras la multiplicación celular se produce la mineralización de la matriz ósea formada en la interfase entre hueso-implante. Como consecuencia de estas dos primeras fases de osteoformación existirá un contacto íntimo entre la superficie del implante y el nuevo hueso. Por último, la tercera fase, fase de remodelado óseo, comprende la formación de hueso maduro alrededor de la superficie implante. (25)

La consecución de la osteointegración hoy es un hecho ya asumido en las clínicas dentales en las que se practica la implantología. La baja incidencia de fracasos en los tratamientos con implantes, hacen que cuando se piense en un tratamiento que incorpora los implantes, la duda de si un implante se va a osteointegrar o no, no suponga un gran problema a clínicos y pacientes, hecho que años atrás producía una gran incertidumbre. Hoy no se comprende plantear un plan de tratamiento a un paciente que no incorpore la implantología oral. Las tasas de éxito, la simplificación de las técnicas para la colocación de los implantes, la amplia divulgación de la implantología a nivel de la sociedad, entre otros factores, han hecho que los tratamientos con implantes sean un tratamiento común, al igual que otros previamente incorporados al mundo de la odontología como puede ser los tratamientos de conductos, la odontología restauradora o la odontología adhesiva.

Tabla 1. Revisiones sistemáticas sobre la supervivencia de implantes a 10 años de seguimiento

| Revisiones sistemáticas | Número de estudios (10 años) | Primer estudio | Tipo prótesis | Supervivencia 10-años | Número de implantes |
|---------------------------|------------------------------|----------------|---|-----------------------|---------------------|
| Pjetursson, 2004 (26) | 6 (1 RCT) | 1997 | Dentadura parcial fija | 92.8 | 804 |
| Jung, 2012 (13) | 4 | 1999 | Corona unitaria | 94.9 | 391 |
| Pjetursson, 2012 (12) | 6 | 1997 | Prótesis fija | 94.8 | 873 |
| Papaspyridakos, 2014 (27) | 1 | 2005 | Prótesis fija total | 97.9 | 284 |
| Moraschini, 2015 (28) | 10 (1 RCT) | 1999 | Corona unitaria, prótesis fija, prótesis fija total | 96.5 | 1435 |
| Hjalmarsson, 2016 (29) | 9 | 2001 | Corona unitaria | 95.0 | 527 |
| Srinivasan, 2016 (30) | 3 | 2012 | Corona unitaria, sobredentadura | 91.2 | 101 |

Tabla 2. Resultados de estudios de supervivencia de implantes a 10 años

| Estudio | Diseño de estudio | Número de pacientes | Número de implantes | Supervivencia a 10-años |
|--------------------------|-------------------|---------------------|---------------------|-------------------------|
| Rasmusson, 2005 (31) | PCS | 36 | 193 | 96.98 |
| Roccuzzo, 2010 (32) | PCS | 35 | 74 | 96.10 |
| Agamy, 2010 (33) | PCS | 31 | 72 | 92.31 |
| Covani, 2012 (34) | PCS | 91 | 146 | 91.82 |
| Degidi, 2012 (4) | PCS | 59 | 205 | 97.62 |
| Ostman, 2012 (35) | PCS | 46 | 118 | 97.52 |
| Vigolo, 2012 (36) | PCS | 18 | 34 | 94.44 |
| Calvo-Guirado, 2014 (37) | PCS | 64 | 83 | 96.51 |
| Roccuzzo, 2014 (38) | PCS | 149 | 246 | 97.62 |
| Meyle, 2014 (39) | PCS | 20 | 52 | 96.30 |
| Schropp, 2013 (40) | RCT | 63 | 60 | 95.24 |
| Vigolo, 2015 (41) | RCT | 44 | 129 | 97.73 |
| Van Velzen, 2014 (42) | PCS | 250 | 496 | 98.02 |
| Walton, 2015 (43) | PCS | 35 | 34 | 97.14 |
| Cassetta, 2016 (44) | PCS | 16 | 184 | 97.87 |
| Degidi, 2016 (45) | PCS | 114 | 274 | 96.48 |
| Ma, 2016 (46) | RCT | 40 | 101 | 86.32 |
| Zhang, 2016 (47) | PCS | 12 | 89 | 97.80 |
| Total | - | - | 2590 | 96.35 |

Las tasas de supervivencia referidas por los diferentes autores, como se puede observar en las tablas 1 y 2 de la revisión de Howe (2019), que muestran resultados en los que se demuestra que la osteointegración de los implantes, con independencia de las características de los implantes o de los casos contemplados en los estudios, es un hecho que se produce de manera predecible siempre que se cumplan unos mínimos requisitos. Hoy se considera, cuando se afronta un tratamiento en el que los implantes son necesarios, que esta se va a conseguir, entendiendo que existirán un porcentaje mínimo de casos o de implantes que fracasarán o que presentarán complicaciones (2).

Requisitos para el éxito de un implante

Como se ha comentado, la consecución de la osteointegración es un hecho predecible y que ocurre en la mayoría de las ocasiones en las que se coloca un implante en un paciente. Han sido comentadas las altas tasas de éxito en los tratamientos con implantes en diferentes circunstancias. La gran aportación del profesor Brånemark a la comunidad científica en la conferencia de Toronto en 1982, fue el aportar un protocolo de trabajo que convirtió la implantología en una ciencia predecible dejando de ser empírica. Esta osteointegración se conseguirá siempre y cuando se cumplan una serie de requisitos mínimos en lo que a materiales y procedimientos se refiere.

En 1981 Albrektsson describió varios factores necesarios para que el proceso de osteointegración ocurra alrededor de un implante (21):

1. Biocompatibilidad del material.
2. Diseño del implante.
3. Material de la superficie a implantar.
4. Estado del lecho del implante.
5. Técnica quirúrgica.
6. Condiciones en el momento de la carga.

Se podría establecer que para alcanzar la correcta cicatrización de los implantes y por tanto conseguir la osteointegración de los implantes, se necesita que se cumplan diversos factores, que a modo de resumen podrían ser:

1. La colocación de implantes con un material biocompatible en su superficie (48).
2. La preparación del lecho que alojará los implantes en el hueso debe ser sin sobrecalentamiento, sin bacterias, atraumática y sin daño biológico (49).
3. Una adecuada estabilidad inicial o primaria del implante elimina la aparición de micromovimientos por encima de un umbral que se considera dañino, 50-150 μm (50).

Posteriormente son múltiples las investigaciones que han comprobado que cuando se consigue que un implante esté estable tras su inserción en el lecho óseo se formará hueso nuevo en la superficie del implante a nivel de la interfase, resultando un alto porcentaje de la superficie del implante en contacto directo con el hueso vivo del huésped. El hecho de que este proceso biológico se resuelva con éxito va a depender en gran medida de la estabilidad primaria del implante y de la ausencia por tanto de micromovimientos del implante en el seno del lecho óseo que lo aloja (51-53). Cuando estos micromovimientos se producen por encima del mencionado umbral, 50-150 μm (50), se va a inducir una

encapsulación por tejido fibroso conllevando el fracaso del implante por no conseguirse la búsqueda osteointegración del implante.

En el planteamiento del profesor Brånemark, la inmovilidad del implante durante las primeras fases de la cicatrización del tejido óseo es un requisito para que se produzca la osteointegración

La estabilidad primaria se define como la inmovilidad del implante inmediatamente después de su inserción en el lecho óseo y es un resultado directo del acoplamiento mecánico de un implante con el hueso que lo rodea. La estabilidad primaria ha sido ampliamente referenciada en la literatura como un requisito fundamental para conseguir la osteointegración. El micromovimiento de los implantes dentales es el desplazamiento mínimo del implante en un rango inferior a 150 μm para una cicatrización exitosa del tejido óseo en íntima relación con la superficie del implante. Esta es una relación meramente física o mecánica, definida por la relación que se establece entre las características de calidad y morfología del lecho óseo que acogerá los implantes y las características en el diseño macroscópico de los implantes. A medida que se forma hueso nuevo a lo largo de la superficie del implante, se establece la estabilidad secundaria o biológica, que es el resultado directo de la unión hueso-implante u osteointegración, esta relación estará definida por características tanto mecánicas como biológicas, pero fundamentalmente de carácter biológico (54-56).

Estabilidad de un implante

La estabilidad del implante se caracteriza por la ausencia de micromovimientos, es decir una conexión estable entre el hueso y el implante en el momento de su valoración. Por lo tanto, podemos establecer que conceptualmente existen dos tipos de estabilidad en función del momento en el que esta sea valorada: 1- estabilidad primaria, 2- estabilidad secundaria (Ilustración 1).

Estabilidad primaria: se registra en una fase inicial tras la inserción del implante en el lecho óseo. Se obtiene por la relación mecánica entre el implante y el lecho óseo que permite una ausencia de movilidad en el momento de su colocación. Depende de la congruencia física entre el lecho óseo creado quirúrgicamente y el implante, y va a depender de factores como son la calidad o densidad ósea, la disponibilidad ósea, la técnica quirúrgica empleada o el diseño macroscópico del implante. Se conoce como estabilidad primaria o mecánica (57, 58).

Estabilidad secundaria: según se va produciendo la osteointegración, la unión del implante al hueso que lo rodea, la estabilidad deja de depender de las condiciones físicas o mecánicas y se consigue gracias a la situación biológica, a la relación íntima entre la superficie del implante y el tejido óseo que circunda al implante. El principio en el que se basa la estabilidad secundaria es en el hecho de la

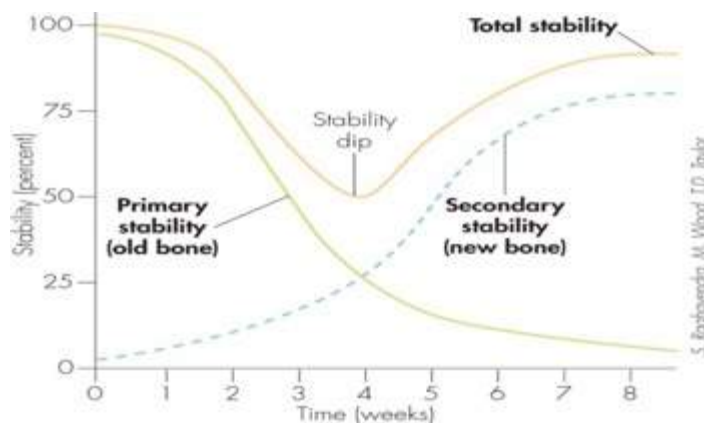


Ilustración 1. Gráfico demostrando la evolución de la estabilidad de los implantes dentales a lo largo del tiempo (38)

existencia de formación y remodelación ósea en la interfase hueso-implante, por lo que a la estabilidad secundaria también se la conoce como estabilidad biológica. Esta fase dependerá fundamentalmente de conseguir la estabilidad primaria del implante y comienza desde el momento en que se pone en marcha el proceso de osteointegración (25, 59, 60).

Factores que influyen en la estabilidad primaria (59):

- Calidad ósea.
- Disponibilidad ósea.
- Técnica quirúrgica.
- Diseño macroscópico del implante.
-

Factores que influyen en la estabilidad secundaria (61):

- Estabilidad primaria.
- Remodelación o cicatrización ósea.
- Características de la superficie del implante.

La estabilidad primaria, como ya se ha comentado, va a permitir que se inicie el proceso de osteointegración con ausencia de micromovimientos. Este hecho se va a producir cuando existe una relación positiva entre la estabilidad del implante, y aquellos factores que la permiten, y las fuerzas que se aplican sobre el implante y que van a intentar su desplazamiento. Cuando la estabilidad primaria no es suficiente para soportar micromovimientos mayores de 150 μm , causados por un exceso de carga, se produce un proceso llamado encapsulación fibrosa del implante, fenómeno que conduce al fracaso de la osteointegración. Este exceso de carga puede ser causado por varios factores, uno de los cuales es la colocación del implante en carga antes de ser osteointegrado. Esta carga puede ser deseada, aplicación de protocolos de carga inmediata, o no deseada, uso de prótesis provisionales removibles mal adaptadas o problemas en la oclusión del paciente (52, 62, 63).

La estabilidad del implante informa de manera indirecta de aquello que está sucediendo en la relación tejido óseo - superficie del implante. Es un factor sugerente de cómo y cuando podemos someter a carga un implante determinado, en función del momento temporal en el que se valore dicha estabilidad. Parece, por tanto, importante conocer los diferentes protocolos de carga que se pueden aplicar a los implantes dentales (64):

- Carga inmediata: se define como un implante que entra en función hasta una semana después de su colocación. No describe si existe una distinción entre el contacto oclusal o no.
- Carga temprana: se define como la colocación de un implante en funcionamiento después de la primera semana de su colocación y hasta 2 meses después.
- Carga convencional: se define como colocar el implante en carga funcional después de 2 meses de su colocación.

En 2009, Grütter sugiere otra clasificación (65):

- Carga inmediata: colocación de la restauración durante las primeras 48 horas tras la colocación del implante.
- Carga temprana: inserción de la rehabilitación protésica después de las primeras 48 horas tras la colocación del implante y dentro de las primeras 12 semanas.
- Carga diferida o convencional: colocación de la prótesis después de los primeros tres meses tras la inserción del implante.

En el presente trabajo se considerarán los tiempos propuestos por Esposito (2007) para clasificar los protocolos de carga por ser la más ampliamente utilizada, si bien lo que cabe resaltar es la importancia del periodo posterior a la primera semana tras la inserción del implante, momento en el que disminuye la estabilidad primaria y aún no ha comenzado a aumentar la estabilidad secundaria, es el periodo más crítico en el proceso de cicatrización de un implante y, más aún, si este está en situaciones comprometidas como podrían ser la aplicación de protocolos de carga inmediata o un implante post-extracción (64).

El periodo de tiempo entre la 2ª y 4ª semana es un periodo en el que se está produciendo la reparación del tejido óseo, proceso en el que ha de cicatrizar la herida provocada por la osteotomía y comienza la reparación por formación de nuevo tejido óseo en íntima relación con la superficie del implante. Por un lado, el hueso nativo, ya existente, ha perdido sus cualidades y características, y el hueso nuevo, neoformado aún no tiene unas cualidades y características definidas y maduras.

De la aplicación de estos protocolos de carga va a depender cuál es el momento en el que los implantes van a comenzar a recibir carga y como va a ser la relación de la superficie del implante con el tejido óseo que lo rodea. Por consiguiente, dependiendo de ese momento, la relación implante-hueso podrá ser meramente mecánica o biológica, y esta su vez podrá estar más o menos consolidada, ofreciendo diferentes posibilidades de soportar implantes y tejido óseo las cargas recibidas.

Teniendo estos hechos en cuenta, sería deseable por parte de la comunidad odontológica el disponer de un armamentario suficiente que permita afrontar diferentes actitudes terapéuticas, lo cual no afecta solo a una evolución en cuanto a las técnicas quirúrgicas o rehabilitadoras a aplicar, sino en cuanto a lo que a los materiales se refiere, lo cual incluye los implantes dentales y su diseño.

Calidad y disponibilidad óseas

El tejido óseo de los maxilares, aún en condiciones de normalidad, presenta variaciones estructurales que definen su calidad. Este hecho va a estar en función del maxilar que se trate y de la localización de la que se trate dentro de este. La calidad ósea es un factor a tener en cuenta a la hora de indicar un tipo de tratamiento y decidir la actitud quirúrgica o protocolo de carga de los implantes. Conocer la densidad del tejido óseo en el que se desea alojar los implantes es importante para seleccionar la técnica quirúrgica que garantice una suficiente estabilidad primaria de los implantes (66).

Las apófisis alveolares de maxilar y mandíbula contienen los dientes. Estas apófisis alveolares están constituidas por una zona más periférica o corticales (tablas) vestibular y lingual o palatina, compuestas por hueso cortical, y una parte central compuesta de hueso esponjoso o trabecular.

La calidad ósea en el reborde alveolar dependerá de la edad del paciente, género, duración del edentulismo y condición médica previa a la colocación de los implantes. Con la ausencia de los dientes disminuye la densidad del hueso del proceso alveolar en las zonas desdentadas.

La calidad ósea se caracteriza por la cantidad de hueso cortical y esponjoso que se encuentra en el lugar del lecho del implante. La baja densidad y cantidad de hueso se asocia con un factor de riesgo de pérdida del implante durante el proceso de osteointegración en comparación con huesos con mayor densidad ósea y lugares con mayor disponibilidad (67-69).

Los estudios clínicos han demostrado que los implantes tienen una mayor tasa de éxito cuando son colocados en la mandíbula en comparación con aquellos colocados en el maxilar. La principal justificación de hecho es el que el tipo de hueso en el maxilar, principalmente en la zona posterior de este, tiene una cortical más fina y un hueso trabeculado más grueso (70). La dificultad de obtener buenos valores de estabilidad primaria en huesos menos densos conlleva la existencia de mayores índices de fracaso en la osteointegración de los implantes (67, 71).

Turkyilmaz (2008) en un estudio clínico retrospectivo en el que valora 300 implantes colocados en 111 pacientes, concluyó que había una fuerte correlación entre la densidad ósea y la estabilidad primaria del implante (72).

A lo largo de los años, han surgido diversas clasificaciones de los tipos de hueso.

Linkow (1970) clasificó los diferentes tipos de huesos en (73):

- Clase I: hueso con trabéculas uniformemente espaciadas y poco espacio entre ellas (tipo ideal).

- Clase II: hueso con trabéculas menos uniformes y con más espacio entre ellas.
- Clase III: abundante hueso medular entre el hueso trabecular.

Siguiendo a Lekholm y Zarb, 1995, y como se puede observar en la Ilustración 2, se puede clasificar el hueso en 4 tipos en función de su densidad (74) :

- I. Hueso cortical esencialmente homogéneo con poco hueso medular.
- II. Presenta una gruesa capa cortical rodeando al hueso trabecular denso.
- III. Hueso cortical delgado que rodea una mayor cantidad de hueso medular denso.
- IV. Hueso cortical delgado que rodea el hueso medular de muy baja densidad.

Según la clasificación de Misch (1995) de la densidad ósea se pueden plantear 4 grupos que fueron

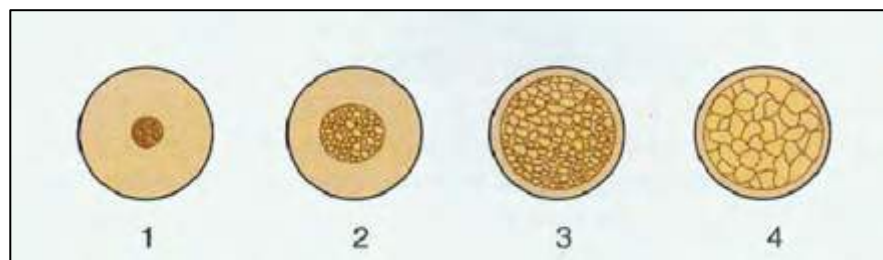


Ilustración 2. Tipos de hueso según la clasificación de Lekholm y Zarb (1995) (74)

distribuidos en función de las distintas localizaciones anatómicas del maxilar y mandíbula. Más recientemente, estos grupos se han correlacionado con la densidad medida por unidades *Hounsfield* en la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) (75) , como está descrito en la Tabla 3. Los grupos serían:

- D1: cortical densa.
- D2: cortical porosa y trabéculas finas.
- D3: cortical porosa (delgada) y trabéculas finas.
- D4: trabéculas finas.

Tabla 3. Clasificación de Misch (53)

| Tipo de hueso | Localizaciones anatómicas | Unidades <i>Hounsfield</i> |
|---------------|--|----------------------------|
| D1 | Mandíbula anterior | >1250 HU |
| D2 | Mandíbula anterior, mandíbula posterior y maxilar anterior | 850 - 1250 HU |
| D3 | Maxilar anterior, maxilar posterior y mandíbula posterior | 350 - 850 HU |
| D4 | Maxilar posterior | 150 - 350 HU |

La tomografía computarizada ha sido catalogada como un método eficaz y preciso de evaluación de la morfología y análisis cualitativo del hueso residual, pudiendo también distinguir entre hueso cortical y hueso esponjoso, lo que lleva a que los tratamientos realizados se planifiquen de una manera más consistente y predecible (76-78).

Cuando se habla de cantidad y calidad ósea es imperativo relacionarlo con la cicatrización ósea, es un proceso complejo y para comprender los mecanismos involucrados en ella, es necesario volver a los estudios de Wolff, quien describió el concepto de adaptación funcional de la estructura ósea en respuesta a requerimientos elementos funcionales a los que está sometido. Así, se puede decir que el hueso es un tejido dinámico que, según las circunstancias, adopta la estructura más adecuada para resistir las fuerzas que actúan sobre él (Ley de Transformación Ósea de Wolff).

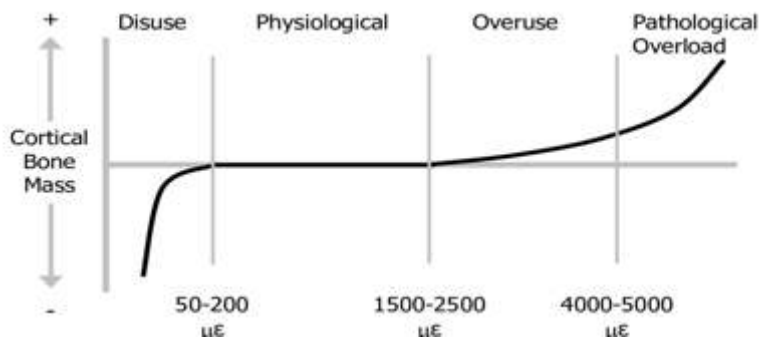


Ilustración 3. Comportamiento óseo en función de los valores de microtensión

Para aclarar este proceso de remodelación ósea, Frost sugirió una teoría (1989) en la que establecía diferentes comportamientos a nivel óseo en función de los valores de microtensión producidos (79), como se puede observar en la Ilustración 3.

Oliveira (2008)

relaciona valores de densidad ósea objetivos (TC) y valores obtenidos de manera subjetiva (clasificación de Lekholm y Zarb) en hueso trabecular de maxilares y mandíbulas de 51 pacientes. Registraron que en el hueso tipo I de la clasificación de Lekholm y Zarb habría más de 400 UH, en el hueso tipo II y III 400-200 UH y en el hueso tipo III menos de 200 UH. Refieren que es posible encontrar distintas calidades óseas en cualquiera de las regiones valoradas, así como un amplio rango de densidades registradas en unidades Hounsfield (UH) en cada tipo de hueso de la clasificación de Lekholm y Zarb (80).

Park (2008) realizaron un mapa de densidades óseas valorando 63 pacientes en maxilar y mandíbula. Observando que la mayor densidad ósea maxilar se encuentra en la zona canina y premolar y la menor en la zona de la tuberosidad maxilar. Comprobaron que la densidad de la cortical mandibular era mayor que la de la cortical maxilar, que el hueso basal presenta una mayor densidad ósea que el hueso del proceso alveolar y que la cortical mandibular aumenta su densidad según se valora en un área más posterior (81).

Teniendo en cuenta las limitaciones de la determinación subjetiva de la densidad ósea, sigue siendo importante su determinación en la práctica clínica, ya que como se ha dicho, condiciona la actitud terapéutica. Para el éxito del tratamiento, como se ha comentado con anterioridad, es determinante la consecución de estabilidad primaria de los implantes. Diversos autores han encontrado relación entre la determinación subjetiva de la densidad ósea y la valoración objetiva de la estabilidad primaria de los implantes por diferentes métodos como es el torque de inserción (TI) o el sistema AFR (82).

Así mismo, han sido publicadas la relación existente entre la densidad ósea establecida en UH por CBCT y la clasificación de Lekholm y Zarb (83-85).

El conocimiento de la densidad ósea puede ser un factor que contribuya de manera importante al éxito del tratamiento con implantes de una manera más predecible. En caso de no ser de esta manera, obliga a adoptar actitudes terapéuticas a posteriori, en función de los hallazgos realizados en el seno del tratamiento. En la planificación previa a la cirugía de colocación de los implantes puede ayudar en la selección de la zona que alojará los implantes, puede ayudar a decidir el protocolo quirúrgico, permite seleccionar el tipo de implante a emplear o el protocolo de carga; en la fase postquirúrgica puede ser útil para establecer los tiempos de espera para la consecución de la osteointegración, y en la fase posterior de confección de la prótesis o de carga, al aportar datos de la mineralización de los tejidos periimplantarios.

Dado que no es posible que el clínico tenga influencia sobre el tipo de hueso, es otra razón que llevó a la necesidad de desarrollar nuevos diseños de implantes que se comporten de una mejor manera en aras de conseguir incrementar el nivel de estabilidad primaria en circunstancias potencialmente desfavorables.

Cuando la disponibilidad ósea, cantidad de hueso disponible, es abundante y la calidad ósea permite trabajar con un hueso denso, el conseguir una elevada estabilidad primaria tras la inserción del implante es más probable, favoreciendo la resistencia ante fuerzas que intenten desplazar el implante.

La disponibilidad ósea puede permitir la utilización de implantes que consigan enfrentar una mayor superficie en contacto con el hueso circundante, bien por emplear implantes de una mayor longitud o de un mayor diámetro o la combinación de ambas. No existe consenso en cuanto a un protocolo de actuación en función de una determinada calidad o disponibilidad óseas, parece evidente que ciertos protocolos que exigen una mayor estabilidad de los implantes, como son los de carga inmediata, se deberían limitar a aquellas localizaciones en los que se consigue una estabilidad de los implantes. Es por ello por lo que en ciertas localizaciones, que bien por la calidad del hueso presente o bien por la cantidad de hueso disponible, el disponer de implantes que por su diseño permitan incrementar la estabilidad de las fijaciones sería una gran ayuda para la aplicación de ciertos protocolos (86).

Las características del tejido en el que se va a labrar el lecho del implante en cuanto a lo que calidad y cantidad disponible de este se refiere, son factores que van a determinar la facilidad para conseguir la estabilidad primaria de los implantes, factor que ya es claro que es necesario para conseguir el éxito en la consecución de la osteointegración.

Técnica quirúrgica

La búsqueda de una mayor estabilidad primaria del implante ha hecho que, en el momento de la cirugía, el clínico tenga la opción de modificar la técnica quirúrgica para obtener valores aceptables de TI y valores ISQ.

Se han descrito numerosas modificaciones en cuanto a la preparación del lecho del implante en el momento de la realización de la osteotomía para buscar una mayor estabilidad primaria del implante, como son la infrapreparación horizontal y vertical, el anclaje bicortical de los implantes o la osteodensificación entre otras. En todos los casos el objetivo de su aplicación es alcanzar un mayor grado de estabilidad que el que se alcanzaría si no se utilizaran (87, 88).

Los más utilizados son los cambios de preparación en la secuencia quirúrgica del fresado, tanto el infrafresado horizontal como el infrafresado vertical. La combinación de una infrapreparación en dirección horizontal con los tipos de hueso y el diseño del implante a utilizar se ha descrito como eficaz para aumentar la estabilidad primaria. Diversos autores han publicado estudios clínicos e in vitro para evaluar las diferentes técnicas quirúrgicas para aumentar la estabilidad primaria.

Estas modificaciones en la técnica de fresado de lecho del implante o preparación de la osteotomía, se indica por los diferentes autores principalmente en tipos de hueso menos densos (89, 90).

El hecho de conseguir una elevada estabilidad primaria es directamente proporcional a la tasa de supervivencia de los implantes. Sin embargo, se asocia con la posibilidad de producir un exceso de compresión ósea, con la consecuente pérdida de estabilidad del implante. El trauma quirúrgico excesivo y el sobrecalentamiento pueden llevar a una necrosis ósea y a la encapsulación fibrosa del implante (91, 92). Este fenómeno ocurriría cuando se superaran los límites fisiológicos de adaptación del hueso y por tanto la aparición de reabsorción ósea por la isquemia que se produce tras la inserción del implante en el hueso (93).

Alghamdi et cols. (2011) en un estudio clínico prospectivo evaluaron un total de 52 implantes colocados en 29 pacientes, todos de 4,1 mm de diámetro. 26 de estos implantes se colocaron con un protocolo de fresado estándar recomendado por la casa comercial y que termina con la fresa piloto de 3,5 mm de diámetro (Straumann AG, Waldenburg, Suiza), los otros 26 se colocaron con un protocolo de infrafresado horizontal con eliminación de la última fresa piloto de 3,5 mm de diámetro, terminando la osteotomía con solo la fresa de 2,8 mm de diámetro. Las variables evaluadas fueron el TI y el análisis de frecuencia de resonancia (AFR). Todos los implantes se colocaron en hueso de baja densidad (tipo de hueso III y IV según la clasificación de Lekholm y Zarb). La técnica de infrafresado presentó valores más altos tanto en el TI (35.19 ± 4.79) como en el valor ISQ (68.58 ± 4.81), cuando se comparó con la técnica convencional, IT (34.62 ± 5.82) e ISQ (66.69 ± 5.41). Aunque las diferencias no fueron estadísticamente significativas, se

registró una tendencia a aumentar la estabilidad del implante en hueso de baja densidad, con el uso de una técnica quirúrgica con infrafresado (94).

El recurrir a técnicas de infrafresado en el momento de la realización de la osteotomía para la preparación del lecho del implante, ha sido vinculado por los diferentes autores con la consecución de una mayor estabilidad primaria, pudiendo aumentar incluso más esta si se combina con el uso de implantes con un diseño cónico con el objetivo final de aumentar la compresión del hueso periimplantario (95-97).

Otra técnica propuesta para la preparación del lecho del implante es la osteodensificación, basada en el uso de fresas que compactan el hueso durante su utilización en la parte más apical del lecho del implante (98).

Esta evolución en cuanto a los diseños de implantes (macro y microestructura), así como en la forma de utilizarlos por las diferentes técnicas quirúrgicas sugeridas, han ayudado a aumentar la frecuencia en la que son indicados protocolos de carga temprana e inmediata de los implantes dentales, reduciendo el tiempo de espera para alojar sobre ellos la restauración protésica. La consecución de una mayor estabilidad primaria de los implantes y la aceleración del proceso de osteointegración han sido factores determinantes para este cambio en los últimos años, hoy es habitual en las clínicas dentales la aplicación de protocolos de carga inmediata de los implantes, consiguiendo un mayor confort de los pacientes candidatos a este tipo de tratamientos (99).

Como se ha visto, es importante el conocer las características del tejido óseo en el que se van a alojar los implantes. La combinación de materiales y su diseño, con ciertas actitudes clínicas a la hora de la realización de la osteotomía, pueden derivar en una mejoría de la resistencia mecánica de los implantes a las fuerzas que van a recibir. Es la suma de diversos factores, en la que cada uno de ellos hará una pequeña aportación, lo que redundará en un resultado satisfactorio del tratamiento (100).

Sin embargo, no está clara en la literatura, la relación entre el protocolo quirúrgico a aplicar en la preparación del lecho del implante y una mayor tasa de éxito o supervivencia de los implantes en el medio o largo plazo. Si es evidente que las diferentes modificaciones propuestas a la técnica estándar de preparación de la osteotomía, si aumentan la estabilidad primaria, más aún si esta se registra o se considera en cuanto al TI, tanto si estas modificaciones están basadas en la osteodensificación como en el infrafresado (101).

Como se puede observar en la tabla 4 de la revisión sistemática de El-Kholy (2019), son múltiples los estudios tanto in vitro como in vivo sobre diferentes técnicas de preparación quirúrgica del lecho de los implantes, con resultados dispares, si bien la tendencia es siempre que se aplican las citadas

técnicas, es a que la estabilidad primaria de los implantes sea mayor tanto cuando se registra el TI como el valor ISQ o el AFR. Estos serían los dos sistemas habitualmente utilizados en la mayoría de los estudios para valorar la estabilidad de los implantes (102).

Tabla 4. Información detallada de estudios clínicos según técnica de preparación de la osteotomía

| Estudio | Técnica de fresado | Número de pacientes | Número de implantes | Follow-up | Resultado |
|--------------------------|--------------------|---------------------|---------------------|--------------------------|--|
| Alghamdi, 2011 (94) | Infrapreparación | 29 | 52 | 12 meses | El torque de inserción fue mayor para la infrapreparación sin diferencias estadísticamente significativas. La tasa de supervivencia fue del 100%. La profundidad de sondaje media fue comparable. |
| Turkylmaz, 2008 (96) | Infrapreparación | 22 | 60 | 3 ± 1 año | TI y AFR fueron significativamente más altos para el grupo de infrapreparación. La tasa de supervivencia fue del 96.6%. |
| Xing, 2015 (103) | Osteotomos | 16 | 16 | 30 y 90 días | 30 días: TI y AFR fueron más altos para el grupo de osteotomos sin diferencias estadísticamente significativas. 90 días: TI y AFR fueron comparables para los 2 grupos |
| Markovic, 2013 (104) | Osteotomos | 53 | 102 | 12 semanas | Inmediatamente después de la cirugía: el AFR fue significativamente más alta para lo grupo de osteotomos. A las 12 semanas: el AFR fue comparable para ambos grupos |
| Markovic, 2014 (105) | Osteotomos | 18 | 40 | 6 meses | Durante la inserción del implante: el cambio de temperatura fue mayor para el grupo de osteotomos, pero por debajo del umbral de necrosis térmica. A los 6 meses: la tasa de supervivencia global del implante fue del 100%. |
| Markovic, 2011 (106) | Osteotomos | 8 | 48 | 6 semanas | Inmediatamente después de la cirugía: el AFR fue significativamente más alta para el osteotomos. A las 6 semanas: el AFR fue comparable para ambos grupos. |
| Sadeghi, 2015 (107) | Osteotomos | 32 | 54 | 3 meses | A 1, 2 y 3 meses: ISQ fue mayor para el grupo de osteotomos sin diferencias estadísticamente significativas. |
| Peker Tekdal, 2016 (108) | Piezosurgery | 14 | 38 | 2, 4, 8, 12 y 24 semanas | En el momento de la inserción del implante: fue similar para ambas técnicas A las 2, 4, 8, 12 y 24 semanas: los índices de profundidad de sondaje, placa e índices gingivales fueron comparables para ambas técnicas A las 12 y 24 semanas: el volumen de fluido sulcular periimplantario fue menor para la preparación piezoeléctrico a las 12 y 24 semanas sin diferencias estadísticamente significativas. La pérdida de hueso crestal fue similar para ambos implantes colocados con preparación piezoeléctrico o convencional |

La utilización de diferentes técnicas de preparación del lecho óseo como es el infrafresado, provocan, a parte de un aumento de la estabilidad del implante, la aparición de partículas óseas que se distribuyen a lo largo de la superficie del implante y rellenan su geometría, aumentando, por tanto, el contacto hueso implante inicial, mejorando o facilitando la estabilidad del implante y pudiendo influir en la respuesta osteogénica (109).

Superficies de implantes

Con la evolución del conocimiento sobre los procesos biológicos de los acontecimientos que suceden en los tejidos que rodean los implantes, el mayor conocimiento sobre la cicatrización de los tejidos periimplantarios, así como la demanda constante por parte de los pacientes de solicitar tratamientos de una menor duración en su ejecución completa y con el menor trauma posible, la comunidad científica junto con las compañías responsables de la fabricación de sistemas de implantes dentales han buscado las fórmulas para conseguir acortar los tiempos de tratamiento y simplificar el uso de implantes dentales, manteniendo un alto nivel de predictibilidad de los tratamientos. A tal fin se han desarrollado superficies de implantes mejoradas y diseños de implantes que, combinados con una técnica quirúrgica apropiada para según que tipo de hueso, han permitido disminuir los tiempos para conseguir la osteointegración de los implantes (1, 110-112).

La microrrugosidad o rugosidad de la superficie, se define en el rango de 1 a 100 μm y se obtiene mediante diferentes técnicas de fabricación a aplicar sobre el implante y que incluyen si fueran obtenidas por sustracción: - mecanizado, - grabado ácido, - anodización, - arenado, granallado, o si fueran obtenidas por adición diversos procedimientos de recubrimiento. Estos procesos aumentan el área de la superficie del implante debido a la formación de valles, picos y protuberancias. La mayoría de los implantes actualmente comercializados presentan una rugosidad de 1 a 2 μm , lo que proporciona una rugosidad de tipo medio, como se verá mas adelante, y por tanto un grado óptimo de rugosidad para promover y facilitar la osteointegración (113-115).

Las superficies rugosas, según diferentes autores, han demostrado un mejor comportamiento que las superficies lisas. Los estudios refieren que las superficies rugosas consiguen una mayor cantidad de hueso en contacto con el implante (BIC) y es necesario cuando se usan de un mayor torque de retirada de los implantes una vez osteointegrados en los test de torque de retirada (116-118).

Las superficies rugosas son aquellas que presentan una irregularidad microscópica, con independencia del diseño macroscópico del implante, pudiendo crearse esta por adición o por sustracción, siendo esta la opción más habitual en la actualidad. Cuando la rugosidad de la superficie del implante se obtiene incorporando partículas al cuerpo del implante, habitualmente de titanio, se conocen como superficies rugosas por adición. Cuando, por el contrario, la rugosidad se consigue creando oquedades en el material que conforma el cuerpo del implante en su nivel superficial mediante métodos físicos o químicos, eliminando parte de este, se conocen como superficies rugosas por sustracción (119-121).

Las superficies rugosas por sustracción presentan como característica principal la rugosidad de su superficie sin existencia material añadido, como ocurriría en las superficies de adición, lo que elimina el

Incremento de la estabilidad primaria: factores que dependen del implante

Con la constante evolución de la implantología, de los objetivos de los tratamientos, de las demandas de clínicos y pacientes, de las indicaciones, del mayor conocimiento y evidencia en los aspectos básicos de la implantología, han surgido propuestas y necesidades por parte de los clínicos que han intentado satisfacer las compañías fabricantes de implantes en lo que al diseño de estos se refiere. La macroestructura de los implantes ha sido objeto de diversas propuestas de cambios a lo largo de los años.

Hoy en día, se sabe que la estructura tridimensional del implante está estrechamente relacionada con la estabilidad del implante. La relación de contacto íntimo que existe entre el hueso y la morfología del implante influirá en la estabilidad mecánica y, en consecuencia, en el éxito de la osteointegración.

Al abordar un tratamiento con implantes, se dispone de una disponibilidad ósea, volumen, y una densidad ósea concreta, es por este motivo que es necesario optimizar el diseño del implante en aras de conseguir un contacto íntimo y firme entre el implante y el tejido óseo que lo alojará en el momento de su colocación (136, 137).

Los implantes dentales, en función de su diseño, presentan una superficie funcional determinada, sería el área en contacto con el tejido óseo que permite disipar y trasladar al hueso las cargas recibidas por el implante, proporcionando a través de este contacto en el momento inicial, y tras la inserción del implante, la estabilidad primaria (136).

Con el fin de conseguir una mayor estabilidad, es decir una mayor superficie funciona, es el que las diferentes casas comerciales intentan a través de los diseños de los implantes dentales obtener la máxima congruencia lecho óseo – superficie del implante, este hecho influirá de manera determinante en la estabilidad inicial o primaria del implante, es decir en el posible micromovimiento y posteriormente en la estabilidad secundaria y en el mantenimiento del nivel óseo alrededor del implante una vez osteointegrado (138).

Cuando hablamos de macroestructura de implantes, podemos subdividir este concepto general en características más específicas que componen el implante: 1) núcleo, 2) espiras, 3) porción coronal 4) surcos helicoidales, (139-141).

El diseño macroscópico es un factor fundamental para conseguir éxito en el tratamiento con implantes. El diseño de implante va a influir en la capacidad para conseguir estabilidad mecánica en el lecho en el que se aloja, en la facilidad para la distribución de cargas al tejido óseo periimplantario, disminuyendo al mínimo los micromovimientos en la interfase hueso - implante, y aumentando el área de contacto con el hueso (142, 143).

Núcleo

El núcleo o cuerpo del implante es el que define su morfología. Sus diferentes formas van a condicionar el comportamiento de otros componentes o partes de un implante. De su forma y características no solo va a depender la relación que se establece entre el hueso y el implante, sino también su resistencia a la fatiga, capacidad para alojar la conexión con los pilares de prótesis, tamaño y forma de las espiras, características del ápice del implante, ...

Se pueden clasificar los implantes según su morfología en implantes cónicos, aquellos de paredes cónicas, o cilíndricos, aquellos de paredes paralelas.

Se consideran implantes cónicos cuando la conicidad abarca al menos el 50% de la longitud del implante. Este diseño facilita el conseguir estabilidad primaria gracias a que cada espira, que comprime lateralmente el hueso, tiene un diámetro algo superior a la espira anterior, aumentando la resistencia del hueso según las espiras que se sitúan en un aspecto más coronal se introducen en el lecho óseo (144).

Un diseño del implante cónico ayuda a compactar el tejido óseo, produciendo un efecto parecido al que se consigue con el uso de un osteocondensador, enfrentando tras su uso una mayor cantidad de tejido óseo en contacto con la superficie del implante en el momento de su inserción en el lecho óseo, mejorando la estabilidad primaria por un efecto mecánico (145).

Los implantes cilíndricos o de paredes paralelas, son aquellos en los que las paredes paralelas conforman por lo menos el 50% de la longitud total del implante. Su morfología dificulta el conseguir estabilidad primaria en huesos poco densos (140, 146).

Estudios recientes han demostrado que los implantes con diseño cónico permiten conseguir una mejor estabilidad primaria y a su vez tienen ventajas en algunas indicaciones clínicas más desfavorables de cara al éxito del tratamiento, como son: - tipos de huesos menos densos, - protocolos de carga inmediata; - necesidad de aplicar ligeros cambios de dirección durante la colocación del implante; - colocación inmediata o postextracción de implantes (147-150).

En el último consenso del grupo ITI (2018), en la sesión de trabajo 1, se describió que aún no hay evidencia suficiente para aseverar que hay un aumento en la estabilidad del implante cuando se usan implantes cónicos en comparación con el uso de implantes cilíndricos, a pesar de existir un aumento en el TI del implante y del valor ISQ cuando se utilizan implantes cónicos. Una de las principales ventajas descritas en el mencionado trabajo, es que existen situaciones clínicas con ciertas características en las que los implantes cónicos pueden prevenir daños, como son fenestraciones apicales (colocación de

implantes en crestas que se estrechan a nivel apical) o daños en ciertas estructuras anatómicas que se pueden evitar con el uso de implantes más estrechos a nivel apical (151).

Entre los factores que influyen en la estabilidad primaria según Markovich (2011) en un estudio clínico con control a las 12 semanas, en el que compara dos tipos de diseño de implantes: autorroscantes y no autorroscantes, concluye que el diseño macroscópico del implante tiene mayor relevancia para la estabilidad primaria que otros factores como el tipo de fresado, demostrando que Los implantes autorroscantes (*self-tapping*) tienden a incrementar los valores de estabilidad primaria en comparación con los implantes no autorroscantes (*non self-tapping*) (104).

Según Romanos (2012) en un estudio experimental in vitro donde colocó 90 implantes en costillas de hueso bovino, 30 de cada diseño estudiado (implante Straumann *bone level*, implante Straumann estándar plus y implante Straumann efecto cónico). Después de ser colocados, evaluó el valor ISQ (AFR) con el dispositivo Osstell (Osstell / Integration Diagnostics, Goteborg, Suecia) y con el sistema Periotest. Los resultados mostraron que los implantes cónicos tienen mejores resultados en cuanto a lo que estabilidad primaria se refiere, y que, por esta razón, pueden ser una alternativa a los implantes cilíndricos (138).

Di Stefano (2019) en un estudio en costillas de hueso bovino, compara tres diseños de implantes (cilíndrico, cilíndrico-cónico y cilíndrico modificado) valorando su comportamiento en la estabilidad primaria. Así, el autor afirma que los implantes con formato cónico tienen un mejor comportamiento en huesos de baja densidad en comparación con los implantes con diseño cilíndrico, concluyendo que, dependiendo de la técnica y protocolo quirúrgico elegido, se debe considerar el uso de este tipo de implantes (152, 153).

En 2017, Waechter, en un estudio clínico prospectivo, aleatorizado a boca partida, colocó 40 implantes, 20 con diseño cónico y 20 con diseño cilíndrico. En todos los pacientes se realizó un estudio por CBCT para planificar la colocación de los implantes. En el momento de la colocación se registró el TI y el valor ISQ en dos direcciones perpendiculares, utilizando el dispositivo Osstell Mentor (Osstell / Integration Diagnostics, Goteborg, Suecia). Aunque los implantes cónicos tenían un TI y un valor ISQ más altos en el momento de la colocación, la diferencia no fue estadísticamente significativa. Como conclusión principal, afirma que ambos diseños de implantes se comportan de manera similar (154).

Un estudio realizado por Valente (2015) en modelos de poliuretano con 3 densidades diferentes (15, 20 y 40 PCF) y costillas de hueso bovino, evaluó la estabilidad primaria de 2 diseños de implantes, cilíndricos y cónicos ambos de *Neodent*®. Las variables estudiadas fueron el TI, el AFR, test de *pull-out* (test de extracción) y análisis microscópico SEM. En conclusión, los autores destacan el hecho de que el

implante cónico presenta mejores resultados para las 3 variables (TI, AFR y test de extracción), mostrando además que en el modelo más denso (40 PCF) fue en el que mejores resultados obtuvo en estabilidad y así como en el hueso de costilla bovina (155).

Por las razones anteriormente descritas, el uso de implantes con un diseño cónico o tapered es una elección de la mayoría de los clínicos cuando se busca el obtener una mayor estabilidad primaria de los implantes, intentando asegurar resultados más predecibles al utilizar protocolos que puedan tener un riesgo asociado (55).

Espiras

Otro componente importante en el macrodiseño del implante son las espiras. Permiten aumentar la estabilidad del implante y lograr una transmisión de cargas al hueso más eficaz. Su presencia aumenta la superficie de contacto en la interfase hueso-implante (156).

Se pueden diferenciar determinadas características, como son: - forma, - distancia entre espiras (paso de rosca), - profundidad de las espiras (profundidad al núcleo). Modificando estos parámetros se puede modificar la superficie funcional de un implante.

Estudios recientes han demostrado el papel fundamental de las espiras en la distribución del estrés o cargas al hueso periimplantario. Cuando se coloca un implante, el tejido óseo que lo rodea sufrirá una remodelación que, cuando se acompaña de fuerzas funcionales idóneas, tiene la capacidad de producir hueso nuevo y reducir la pérdida ósea. Aun así, cuando estas fuerzas dejan de ser funcionales y se vuelven excesivas, conlleva el estrés y las microfracturas del tejido óseo, iniciando un proceso llamado osteoclastogénesis que lleva parejo la destrucción de tejido (157, 158). Dado que el hueso no tiene capacidad de respuesta ante este estímulo, el defecto creado progresará, aumentando de tamaño, lo que conducirá a la pérdida ósea y, en casos extremos, a la pérdida del implante (50). Por lo tanto, las espiras

juegan un papel importante y se debe buscar el diseño ideal para lograr una óptima distribución de este estrés.

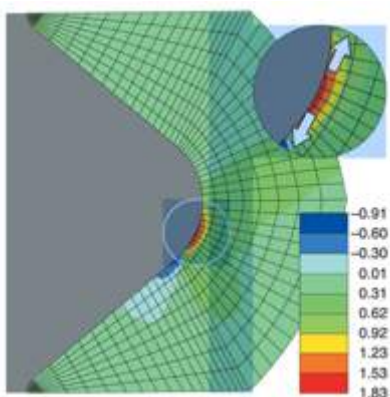


Ilustración 6. Análisis de elementos finitos para la distribución de la tensión en el hueso alrededor de las espiras (114)

Como se puede observar en la Ilustración 6, una de las formas utilizadas para analizar la distribución de las cargas a lo largo del cuerpo del implante ha sido los estudios elementos finitos (112, 114). Hansson (2003) mediante el análisis de elementos finitos de la distribución de esfuerzos en todo el cuerpo del implante, concluye que, dependiendo del diseño del implante, las diferentes morfologías de las espiras producen comportamientos diferentes en esta distribución de fuerzas al hueso (112).

En una revisión de la literatura, Ryu H.S. (2014), concluyó que las principales características del diseño de las espiras son (159-161):

1. Formato:

Una de las formas utilizadas para estudiar la distribución de la tensión en todo el cuerpo del implante ha sido mediante el análisis de elementos finitos. Hansson (2003) en su

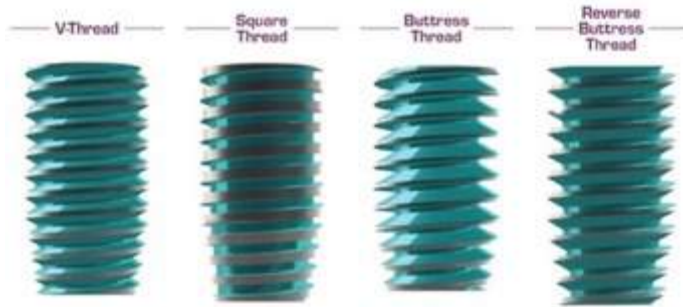


Ilustración 7. Diferentes formatos de espiras

análisis de elementos finitos en la distribución de esfuerzos, cuanto más cerrado sea el ángulo más externo de la espira, mayor concentración de fuerzas existirá en la punta de la espira (ver Ilustración 6) (157).

Las espiras cuadradas tienen una ventaja sobre las espiras *V-Shape*, *Buttress* y también sobre las espiras *Reverse Buttress* (Ilustración 7).

Tabla 5. Comportamiento de cada tipo de formato de espiras

| Estudio | Método | Formato de la espira | Tipo de carga | Resultado |
|------------------------|------------------------|---|-------------------------------------|--|
| Chang, 2012 (162) | FEA | Acme (trapezoidal) thread, buttress thread, cuadrada, standard V-thread | 300 N carga axial | Todo el micromovimiento se localizó cerca de la interfase de hueso cortical y esponjoso. Un implante con una espira cuadrada puede proporcionar una mejor estabilidad primaria bajo carga inmediata. |
| Eraslan, 2010 (163) | FEA | V-thread, buttress, reverse buttress, cuadrada | 100 N carga axial | La tensión máxima se ubicó en las regiones del hueso cortical cervical junto a la primera espira. El valor máximo de tensión de von Mises del tipo de espira cuadrada fue el más bajo |
| Steigenga, 2004 (164) | Osteotomos | V-thread, reverse buttress, cuadrada | Sin intención de carga | La espira cuadrada tenía significativamente más BIC |
| Geng, 2004 (165) | FEA | V-thread, espira delgada, dos espiras cuadradas de 0.24 mm y 0.36 mm anchura de espira | 141 N oblicua carga a 45° | La espira V-thread y la espira cuadrada gruesa tenían una tensión significativamente menor en el hueso esponjoso. |
| Chun, 2002 (166) | FEA | Triangular, cuadrada, cuadrada con radio pequeño | 100 N carga axial y oblicua a 15° | La espira cuadrada con pequeño radio mostró la distribución de esfuerzos más efectiva. |
| McAllister, 2012 (167) | Humanos, 55 pacientes | Espira variable de tapered implante (NobelActive, Nobel Biocare) | Carga inmediata, 24 meses follow-up | El implante cónico de espira variable puede ser una opción de tratamiento segura y eficaz. |
| Amhart, 2012 (168) | Humanos, 177 pacientes | Espira variable de implante tapered – NAI (NobelActive internal connection), NAE (NobelActive external connection) Standard tapered - NR (NobelReplace) | Carga inmediata, 36 meses follow-up | El diseño de espira variable mostró resultados comparables a los de los implantes cónicos estándar. |

La Tabla 5 del trabajo de Ryu (2014) muestra el diferente comportamiento en función de la forma de las espiras, de forma y manera que aquellas que aportan un mayor BIC, presentan un comportamiento biomecánico peor en cuanto a lo que la distribución del estrés o tensión al hueso se refiere. Incluso, se pueden encontrar en el mercado, hecho que ocurre con relativa alta frecuencia, diferentes formas de espiras en el mismo implante (*variable thread design*), incluso la presencia de espiras y microespiras en diferentes partes del implante (168).

2. Distancia entre espiras (paso de rosca):

Para aumentar la estabilidad primaria, una distancia más corta entre las espiras tiende a aumentar la superficie de contacto hueso – implante (BIC) (159, 169).

La revisión de Ryu igualmente muestra la relación entre los diferentes pasos de rosca de las espiras y los efectos en el hueso circundante, como se puede observar en la Tabla 6. Un mayor paso de rosca facilita el proceso de inserción del implante. Pasos de rosca entre 0.8 y 1.6 mm son aquellos que parecen distribuir mejor el estrés.

Tabla 6. Estudios que evalúan el efecto de la distancia entre espira y la transferencia de carga entre el implante y el hueso

| Estudio | Método | Paso de rosca | Tipo de carga | Resultado |
|-----------------------|------------------------|--|---|---|
| Orsini, 2012 (170) | Cresta iliaca de oveja | Implante con paso de rosca estrecho (0.5 mm), Implante paso de rosca más ancho (1.7 mm) | 8 semanas de carga | El aumento de superficie del implante mediante el uso de implantes con un paso de rosca más pequeño, podría ser beneficioso para mejorar la estabilidad primaria en el hueso esponjoso. |
| Chung, 2008 (171) | Perros Beagle | Brånemark con 0.6 mm de paso de rosca, superficie maquinada con 0.5 mm de paso de rosca, superficie térmicamente oxidada con 0.5 mm de paso de rosca | 6-12 meses de carga | La reabsorción ósea crestral media fue mayor en el grupo de implantes Brånemark. El porcentaje de BIC fue más alto en los implantes con oxidación térmica. |
| Chun, 2002 (166) | FEA | Triangular con 0.7 mm de paso de rosca, cuadradas con 0.9 mm de paso de rosca, cuadradas con pequeño radio | 100 N de carga axial y oblicua a 15° | La tensión disminuyó a medida que disminuyó el paso de rosca. |
| Ma, 2007 (172) | FEA | Implantes con pasos de rosca de 0.8, 1.6, 2.4 mm | Carga axial y horizontal | El paso de rosca de 0.8 mm era más resistente a la carga axial. |
| Motoyoshi, 2005 (173) | FEA | Mini-implantes con paso de rosca de 0.5, 1.0, 1.5 mm | Fuerza de tracción de 2 N a 45° en dirección a el hueso | Con el pilar conectado, la mejor distribución de la tensión se observó en los implantes de paso de rosca más bajo. |

| | | | | |
|------------------|-----|--|--------------------------------|--|
| Lan, 2012 (169) | FEA | Triangular con paso de rosca de 0.8, 1.2, 1.6 mm, trapezoidal con paso de rosca de 1.2, 1.6 mm | 143 N de carga axial y oblicua | Los valores óptimos de paso de rosca para implantes con espiras triangulares y trapezoidales fueron de 1.2 mm y 1.6mm respectivamente. El paso de rosca de más de 0.8 mm mostró mejores resultados para un implante tipo tornillo. |
| Kong, 2006 (174) | FEA | V-thread con paso de rosca de 0.5 a 1.6 mm | Carga axial y buco-lingual | La tensión disminuyó con un paso de rosca más bajo de 1.6 mm a 0.8 mm. El paso de rosca con menos de 0.8 mm mostró más tensión. El paso de la rosca afecta la tensión de manera más significativa en el hueso esponjoso. |

Idealmente se ha de buscar situaciones de conveniencia en el macrodiseño de los implantes, en la que se consiga una buena velocidad de inserción del implante (doble hélice de espiras) con un aumento de la superficie posible de osteointegración, un ángulo adecuado de relación con el hueso (forma triangular) que rodea al implante para obtener una buena distribución de las cargas y facilitar su paso por el hueso (tendencia a ser autorroscante), y una distancia entre espiras que permita la viabilidad del tejido (dificultad que se encuentra más a nivel de microespiras)

3. Profundidad y dimensiones:

Las espiras con una mayor profundidad tienen una mejor capacidad para distribuir los picos de estrés. El mayor tamaño de la espira aumenta la superficie de contacto hueso – implante (BIC) y también mejora la estabilidad primaria (159).

4. Porción coronal del implante:

La forma de la parte más coronal del implante u hombro del implante se relaciona con la distribución del estrés en las áreas donde el implante contacta con el hueso tipo cortical (157).

La porción más coronal del implante, y más aún cuando de implantes que trabajan a nivel de hueso o tipo bone level se trata, juega un papel de gran influencia en el comportamiento del implante una vez alojado en el lecho óseo. El como se distribuyan las cargas al hueso a este nivel influirá en la posible reabsorción ósea cuando el implante se someta a carga.

La existencia o no de espiras a su nivel, el tamaño de estas, determinaran como va a ser la transmisión de cargas, de forma que autores sugieren que implantes con un cuello liso, se deben posicionar en su porción más coronal por encima de la cresta ósea 1 (175, 176).

Hanson plantea que la profundidad rosca no afecta significativamente a la distribución de las cargas al hueso que rodea el implante, mostrando que las roscas de 100 y 400 μm de profundidad presentan una distribución de tensión similar (157).

Por otro lado, la presencia de espiras más agudas o afiladas a nivel de la porción coronal del implante puede ser perjudicial para la distribución de esfuerzos, hecho que está de acuerdo con los principios generales de ingeniería. Además, también se ha dicho que la presencia de espiras planas puede favorecer la distribución de las cargas. Por tanto, podemos considerar la presencia de tres espiras como un modelo que contiene espiras o microrroscas planas y, por tanto, es razonable que estas provoquen menores niveles de tensión (165, 177-179).

En un estudio realizado en ovejas, publicado por Trisi en 2015, se colocaron 40 implantes con dos formas de espiras diferentes a nivel de la porción más coronal, un grupo con espiras menos gruesas y un paso de rosca más corto y otro grupo con un paso de rosca mayor y espiras más gruesas. Ambos grupos de implantes colocados en hueso cortical mandibular y en hueso medular de cresta ilíaca. Tras evaluar la estabilidad del implante en el momento de la colocación, estabilidad primaria, se esperaron 2 meses y se reevaluaron los implantes de nuevo. También se evaluó la densidad ósea alrededor del implante mediante estudios histológicos. Los implantes con espiras más anchas presentaron valores más altos de BIC, principalmente en hueso de baja densidad, y así como de estabilidad secundaria en ambos tipos de hueso, mostrando que espiras más anchas tienden a incrementar el anclaje mecánico (estabilidad primaria) y la estabilidad biológica o secundaria (180).

Toyoshima y sus colaboradores, en un estudio realizado en bloques de hueso obtenido de cresta ilíaca porcina, compararon un nuevo concepto de diseño de implantes, híbrido (forma cónica con espiras con un paso de rosca menor en la parte más coronal) con un diseño cilíndrico y con un diseño cónico de implantes. Se utilizaron dos tipos de fresado, un fresado normal y un infrafresado apical de la última fresa piloto. Registraron el torque máximo de inserción, el valor ISQ y la prueba de push-out. Como resultado principal se encontró que este nuevo diseño de implante híbrido se comportaba de forma similar al diseño cónico y que los peores resultados fueron registrados por el diseño cilíndrico (156).

Los resultados han demostrado que el diseño del implante tiene efectos significativos en la distribución de las cargas al tejido óseo circundante, mostrando que los diseños con microrroscas o microespiras aumentan localmente la tensión. Por otro lado, en estudios in vivo, muestran una mayor osteointegración en el diseño de tres anillos o espiras que en aquellos implantes con dicha porción lisa (160).

La morfología de la porción más coronal del implante es otro factor más a tener en cuenta en el macrodiseño del mismo, la presencia de microespiras a este nivel ayuda al mantenimiento del hueso crestal, por otro lado, puede dificultar la transmisión de cargas al hueso según su morfología y, así mismo, aumenta la superficie de hueso en contacto con el implante (BIC). Un diseño que conjugue estos tres factores sería el adecuado para emplear, sabiendo además que hay un mayor acúmulo de tensiones a nivel del hueso crestal, zona en la que se aloja esta porción del implante (181, 182).

Surcos helicoidales

Existen otros factores del macrodiseño de los implantes poco descritos en la literatura y que deben tenerse en cuenta, como puede ser la forma de surcos laterales que se pueden incorporar al diseño de los implantes. Estos pueden hacer que el implante sea autorroscante o autocompactante (ver Ilustración 8).

Al roscar, el implante con diseño autorroscante, el ángulo de ataque es vertical y hace que el hueso que rodea al implante se eleve coronalmente. En el implante con diseño autocompactante el ángulo de ataque es oblicuo y hace que el tejido óseo que conforma el lecho que aloja el implante descienda en dirección apical cuando se introduce en la osteotomía (183-185).

Actualmente hay pocos trabajos publicados que describan el efecto de este tipo de macroestructura y cuál es su relevancia clínica, especialmente para aumentar la estabilidad primaria, sin embargo, la industria está utilizando este tipo de estructura en el diseño de implantes desarrollados en



Ilustración 8. Izquierda: Implante con surcos helicoidales autocompactantes; centro implante con surcos verticales; derecha: implante con surcos helicoidales autorroscantes.

los últimos años.

Según Irinakis (2009) en un estudio clínico, donde se colocaron 140 implantes Nobel Active (Nobel Biocare) en 84 pacientes, se evaluó el TI con un seguimiento a 1 año. La característica principal de este

implante es que es autorroscante, gracias a la existencia de unas ranuras laterales. Los implantes fueron colocados aleatoriamente en mandíbula y maxilar, por lo que no hubo elección previa del tipo de hueso a utilizar, solo se registraron 3 posibles tipos de hueso que recibieron el implante según la clasificación de Lekholm y Zarb (I hueso denso, II-III hueso de densidad media, IV hueso blando). Como principales resultados, los implantes de 3,5 mm de diámetro obtuvieron 44 Ncm de valor medio de torque de inserción, los implantes de 4,3 mm de diámetro obtuvieron 56,2 Ncm de valor medio de TI y los implantes de 5,0 mm de diámetro obtuvieron 50,9 Ncm de valor medio de TI. Los resultados mostraron que los implantes de diámetro 5,0 mm no obtuvieron más TI que los implantes de 4,3 mm de diámetro. Los autores registraron más implantes perdidos en la mandíbula (5,4%) que en el maxilar (0,9%) (139).

En el campo de la mecanización, existen principalmente 3 geometrías para los surcos o canales: Recto, a derechas y a izquierdas.

El hecho de generar estos surcos reside en la necesidad de cortar el material y generar una mejor rosca que suponga una mejor retención mecánica. Sin los canales, el material no se cortarían, sino que se deformaría generando compresión. Al cortar el material se generan virutas de tejido que suponen un reto a la hora de su eliminación. Para eso, en mecánica, existen los 3 tipos de surcos en función de su dirección.

- I. Surcos rectos:
 - o No desplazan las virutas del tejido.
 - o Son más duraderas que los surcos helicoidales.
- II. Surcos helicoidales en sentido de las agujas del reloj u horario / surcos autorroscantes:
 - o Extraen virutas de la preparación.
 - o Facilitan la inserción del implante.
- III. Surcos helicoidales en sentido contrario a las agujas del reloj o antihorario / surcos autocompactantes:
 - o Empujan la viruta hacia el sentido de corte, tienden a compactar el tejido.
 - o No eliminan las virutas de la preparación.

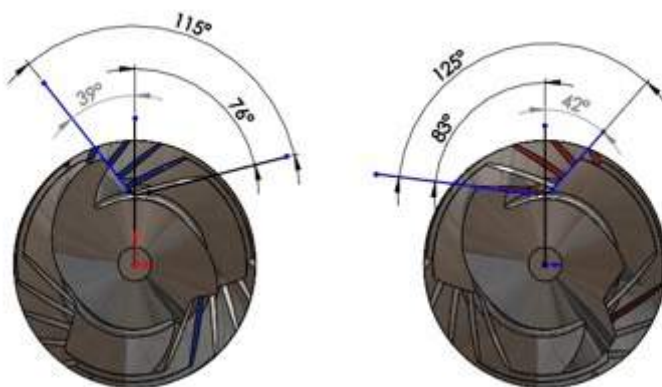


Ilustración 9. Orientación de los surcos longitudinales, autocompactantes y autorroscantes

- o Empujan la viruta hacia el sentido de corte, tienden a compactar el tejido.
- o No eliminan las virutas de la preparación.

Para conseguir el movimiento de las virutas de tejido, los surcos verticales o canales aprovechan el movimiento circular de la pieza o

implante, y generan una geometría que empuja hacia fuera de la preparación los fragmentos de hueso (derechas) o hacia el interior de la preparación (izquierdas). En el caso de estar trabajando sobre hueso, el hecho de no evacuar la viruta genera un efecto de compactación del hueso que aumenta el efecto del implante tapered (ver Ilustración 9).

Carga Inmediata

Como se mencionó anteriormente, el protocolo de carga inmediata según Esposito, se define como el procedimiento en el cual el implante se somete a carga o se coloca en funcionamiento durante la semana después de su colocación, sin hacer referencia a la existencia o no de contacto oclusal (64).

En el inicio de la implantología actual, el profesor Brånemark recomendaba un tiempo de espera con el implante completamente sumergido de 3 a 6 meses para implantes colocados en la mandíbula o en el maxilar, con el fin de asegurar el éxito del implante y conseguir la osteointegración de este (19, 21).

Los patrones de cicatrización ósea durante la fase de osteointegración de un implante no sometido a carga eran similares, según algunos estudios experimentales, con los descritos en los procesos de remodelación del tejido óseo en casos con diferentes tipos de defectos óseos, como es el caso de la cicatrización de los alvéolos tras la exodoncia de un diente (186, 187). En este momento, se sabía poco sobre lo que sucedía cuando un implante se sometía a cargas de manera temprana o inmediata, sin respetar las pautas propuestas inicialmente por Brånemark, y todavía hoy hay preguntas por resolver sobre los mecanismos biológicos y biomecánicos de cicatrización ósea en estas circunstancias.

Inicialmente, se publicaron altas tasas de fracaso debido a la encapsulación fibrosa del implante cuando se rehabilitaba inmediatamente tras su colocación(20). Pero pronto se publicaron estudios experimentales con el objetivo de aclarar los procesos biológicos y de remodelación ósea alrededor de los implantes cargados inmediatamente. Con los años y con un conocimiento más profundo de las técnicas quirúrgicas, de la biomecánica de los tratamientos y del manejo de las fuerzas masticatorias, este protocolo de carga inmediata se ha vuelto más seguro y predecible aumentando claramente su uso e indicación (86, 188, 189).

Wolff estableció el concepto de adaptación funcional del tejido óseo como respuesta a la demanda funcional, es decir, el hueso es un tejido dinámico que adapta su estructura a la disposición más adecuada para resistir y soportar las cargas que actúan sobre dicho tejido (Ley de la transformación del hueso de Wolff) (190).

Cuando sucede una fractura de un hueso se inicia un proceso de reparación ósea en el que la carga adquiere una gran relevancia, que condicionará la reparación anatómica y funcional del hueso en cuestión. Esta idea es aplicada en ortopedia para el tratamiento de las fracturas (osteosíntesis dinámica) (191).

Frost (1987) elaboró la teoría de los mecanostatos, la cual sugiere que en el tejido óseo se encontrarían unos receptores (mecanostatos), hábiles para la detección de la deformación del tejido óseo

cuando este es sometido a carga. Así mismo serían capaces de activar la respuesta celular correcta para dirigir la adaptación estructural a la nueva situación. Cuando se aplica sobre el tejido óseo una carga, se produce una deformación que se registra mediante una variable física llamada strain (Σ) o cociente entre las dimensiones final e inicial. En el caso del tejido óseo se utiliza el microstrain ($\mu\Sigma$) que equivale a $10^{-6}\Sigma$ (190).

Frost propone la existencia de cuatro categorías diferentes de deformación (microstrain) que sufriría el hueso al recibir carga:

- 1- Zona de desuso: niveles de microstrain entre 0 y 200 $\mu\Sigma$.
- 2- Zona de carga fisiológica: niveles de 200 $\mu\Sigma$ a 2500 $\mu\Sigma$.
- 3- Zona de sobrecarga: entre 2500 $\mu\Sigma$ a 4000 $\mu\Sigma$.
- 4- Zona de sobrecarga patológica: niveles de 4000 $\mu\Sigma$ a 6000 $\mu\Sigma$.

Sería posible la producción de una fractura ósea cuando los niveles de *microstrain* se situarán por encima de los niveles sugeridos para la zona de sobrecarga fisiológica (192, 193).

En un estudio experimental realizado en perros, Akagawa (1993) aplicó un protocolo de carga temprana y un protocolo de carga tardía en 8 implantes de circonio. Los resultados mostraron que no hubo diferencias clínicas durante los controles de los primeros 3 meses en comparación con los implantes sin carga, verificando que hubo aposición ósea directa en ambas situaciones. Con el estudio histológico se evidenció una ligera pérdida de hueso crestal en el grupo de implantes cargados, pero no fue estadísticamente significativa. También se observó una ligera inflamación gingival en los implantes cargados (194).

Otros estudios como el de Sagara (1993), informaron de peores resultados tras la aplicación de carga temprana, refiere una pérdida ósea mucho mayor y menos aposición ósea al comparar una técnica de carga temprana con técnica de carga tardía (195), responsabilizando el peor resultado al hecho de haber cargado los implantes de forma temprana.

Los estudios clínicos que informan sobre la supervivencia de este tipo de protocolos de carga no tardaron en ser publicados, así Ledermann (1979), publicó los primeros estudios de implantes cargados inmediatamente después de su colocación con tasas de éxito del 91,2% con 6,5 años de seguimiento. Posteriormente, se publicaron varios estudios con tasas muy similares a los protocolos clásicos de carga diferida, lo que lo convirtió los protocolos de carga inmediata de los implantes en una práctica frecuente en la práctica clínica diaria (23, 196-200).

En el estudio prospectivo de Calandriello (2003) concluyen que la aplicación de protocolos de carga inmediata es un procedimiento válido. Valoran los resultados a dos años en implantes cargados de forma inmediata en implantes colocados en el maxilar en zona posterior, en pacientes que presentaban hueso tipo IV de Lekholm y Zarb utilizando un torque de inserción de los implantes en el rango de 32-60 Ncm. Todos los implantes que alcanzaron una adecuada estabilidad primaria sobrevivieron (95).

Tabla 7. Estudios que muestran las tasas de éxito en implantes cargados de forma inmediata

| Estudio | Pacientes | Implantes | Tasa de éxito |
|------------------------------|-----------|-----------|---------------|
| Malo (2000) (201) | 49 | 94 | 96.8% |
| Glauser (2001) (202) | 41 | 127 | 82.7% |
| Ericsson (2000) (203) | 14 | 14 | 85.7% |
| Calandriello (2003) (95) | 44 | 50 | 100% |
| Glauser (2003) (204) | 20 | 50 | 100% |
| Vanden Bogaerde (2003) (205) | 19 | 56 | 96.4% |
| Rocci (2003) (206) | 44 | 111 | 95.5% |

En 1993, Piatelli, refiere un caso de un paciente que se había fracturado un implante con 7 años de función y que había sido cargado en la semana de su colocación (carga inmediata). En el estudio histológico encontró un hueso periimplantario laminar compacto, con un BIC del 86,69% tras el estudio histo-morfométrico. Se sugirió que el éxito de la técnica era la colocación del implante en hueso compacto con alta estabilidad primaria y que la formación de hueso cortical había seguido las leyes de Wolf, descritas anteriormente (207). El mismo autor y su equipo (1997) analizaron los implantes cargados inmediatamente y retirados de un paciente después de 8 y 9 meses de carga oclusal. Se demostró que el hueso periimplantario era cortical, maduro y compacto, con un BIC de alrededor del 70%. Como conclusión, sugirieron que la carga inmediata se puede utilizar en pacientes cuyo hueso es de buena densidad y con implantes que garantizan altos niveles de estabilidad primaria (208).

Petersson (2001) publica un estudio a boca partida en 7 pacientes donde coloca implantes de carga temprana (20 días) e implantes de carga tardía. Como resultado principal se demostró que ambos grupos tuvieron pérdidas óseas crestales muy similares a lo largo de los años, y el grupo de carga temprana inicialmente tuvo una aposición ósea más efectiva que el grupo en el que los implantes fueron sometidos a carga tardía (209).

En otro estudio publicado en 2003, Barone comparó la densidad ósea alrededor de implantes cargados de forma inmediata e implantes sin carga con la ayuda de tomografía computarizada. Como resultado, se presentó una valoración a los 6 meses, donde la tasa de éxito de los implantes fue del 100%.

La densidad ósea más alta, con diferencias estadísticamente significativas, se encontró en el grupo de implantes cargados de forma inmediata (142).

Asociadas a este tipo de protocolo, se han descrito algunas ventajas a lo largo de los años, como el mantenimiento de la altura de los tejidos periimplantarios blandos y duros, reducir el tiempo de sillón en la clínica dental, disminuir el gasto de material y las molestias para el paciente (210).

Inicialmente eran escasas las formas de evaluar la posibilidad de aplicar los protocolos de carga inmediata, la mayoría se fundamentaban en la sensación clínica de aquel que los quería aplicar. Los más utilizados eran el torque final de inserción del implante y la sensibilidad clínica de la calidad ósea. Durante esta evolución, han surgido varios métodos para evaluar la estabilidad primaria del implante. Hoy en día los más utilizados son el par de inserción y el AFR que registrar la estabilidad del implante en unidades ISQ (cociente de estabilidad del implante) (211).

Con todas las ventajas y la gran previsibilidad que conlleva el uso de protocolos de carga inmediata, también se deben describir las posibles desventajas y como poder controlar las limitaciones que la aplicación del protocolo puede tener sobre el tratamiento y su futuro. El conocimiento de la biomecánica de una rehabilitación sobre implantes es esencial, se establece un juego en el que por un lado están las fuerzas que se generan sobre la prótesis y por otro aquello que se opone o resiste a dichas fuerzas, es decir el implante y sus circunstancias. Hoy en día, se describen varios factores críticos para evitar la encapsulación fibrosa del implante o fracaso de este (212) cuando se aplica un protocolo de carga inmediata en el tratamiento (213, 214):

Salama (1995) sugiere la importancia de la macroestructura o diseño del implante en el empleo de estos protocolos, tanto porque ciertas características morfológicas ayudan a resistir fuerzas oclusales más altas, al proporcionar una mayor estabilidad primaria, como por facilitar la disipación del estrés y la tensión al incorporar una determinada geometría, por el tipo de material utilizado o por angulación en que está colocado el implante (199).

Algunos estudios mencionan la importancia de la longitud del implante como un factor determinante para el éxito, reportando que implantes de 10 mm debería ser la longitud mínima para los procedimientos de carga inmediata. Schnitman (1997) en un estudio clínico, informa una tasa de fracaso de alrededor del 50% en implantes con carga inmediata de menos de 10 mm de longitud (56). Varios autores recomiendan el uso de implantes con un mínimo de 14 mm de longitud y 4 mm de diámetro para este protocolo, principalmente en óseos de baja densidad (215-217).

La literatura sugiere que el empleo de implantes del mayor diámetro y longitud posibles favorece el conseguir una mayor estabilidad primaria de los implantes evitando los micromovimientos durante el

periodo de osteointegración de los implantes. Aún así, no es un factor determinante, solo en tanto en cuanto favorece la consecución de una mayor estabilidad primaria, hecho si relevante en el éxito del tratamiento en el que se aplica un protocolo de carga inmediata (212, 218-220).

En resumen, la aportación de la evidencia científica, estudios clínicos y experimentales revisados hasta el momento, permite concluir que los protocolos de carga inmediata son protocolos que se pueden aplicar en la clínica diaria, ya que han demostrado altas tasas de éxito y supervivencia. Desde el punto de vista del paciente aportan una mayor comodidad y estética.

Para obtener la osteointegración, los implantes con carga inmediata deben cumplir algunos requisitos:

1. Preparación atraumática de la osteotomía, sin alcanzar temperaturas que causen necrosis ósea y, por lo tanto, siempre debe ir acompañada de abundante irrigación.
2. Uso de materiales y superficies biocompatibles, como titanio, circonio, etc.
3. Valoración cuidadosa y precisa de la estabilidad primaria del implante, si es posible, con la ayuda de la medición de AFR, para evitar posibles micro movimientos por encima de 150 μm que faciliten la encapsulación fibrosa del implante.
4. Control de las cargas a recibir por los implantes.

Implante postextracción o implante inmediato

La rehabilitación con implantes de los pacientes parcial o totalmente desdentados es una práctica habitual en las clínicas dentales a la hora de plantear un plan de tratamiento. De la misma forma lo es la búsqueda de tratamientos más breves, buscando el confort de los pacientes y disminuyendo los tiempos quirúrgicos. De esta manera, y gracias al avance en el conocimiento de la cicatrización de los alveolos postextracción, es cada día una práctica más frecuente el colocar implantes inmediatos o postextracción (221).

Los implantes inmediatos obligan a combinar los criterios para colocación de los implantes de una manera correcta según las demandas de la restauración, con los acontecimientos que tendrán lugar durante la cicatrización del alveolo en el que se ha colocado el implante, evitando colocar en riesgo el resultado estético de la futura rehabilitación protésica (222, 223) (ver Ilustración 10).

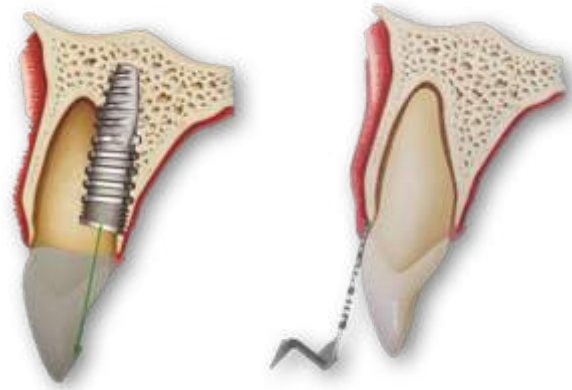


Ilustración 10. Posición vestibulo-palatina, corono-apical y salida del implante post-extracción en la zona estética. Valoración de la cortical vestibular (155)

Según los Consensos del ITI (International Team for Implantology) de 2003, la clasificación sugerida por Hammerle (2004) para los implantes postextracción teniendo en cuenta el momento de colocación del implante es (224-227):

- Tipo I: Colocación inmediata del implante: cuando se coloca el mismo día en que se extrae el diente perdido.
- Tipo II: Colocación temprana del implante: cuando el implante se coloca entre las cuatro y las ocho semanas después de la extracción del diente, solo hay cicatrización del tejido blando.
- Tipo III: Colocación temprana del implante: cuando el implante se coloca entre las semanas 12 y 16 después de la extracción del diente, existe una curación total de los tejidos blandos y una cicatrización parcial del tejido óseo.
- Tipo IV: Colocación tardía del implante: cuando el implante se coloca 6 meses después de la extracción del diente, hay una curación completa del hueso.

Esposito (2007), propuso una nueva clasificación para los implantes postextracción teniendo en cuenta el momento de colocación del implante es (64):

- Colocación inmediata del implante: cuando se coloca el mismo día en que se extrae el diente perdido.
- Colocación temprana del implante: cuando el implante se coloca hasta las 8 semanas después de la extracción del diente.
- Colocación tardía del implante: cuando el implante se coloca después de 8 semanas de la extracción del diente.

Son múltiples las publicaciones que aportan los resultados en la realización de tratamientos con implantes inmediatos. La mayoría de estos refieren una tasa de supervivencia superior al 90% (221). En 2018, Gallucci publicó una tasa de supervivencia acumulada para implantes posteriores a la extracción con carga inmediata del 98,4% con seguimiento durante un período de 28,9 meses. La tasa de éxito varió entre 87% y 100% (228).

Tabla 8. Estudios que muestran las tasas de éxito en implantes inmediatos

| Estudio | Pacientes | Implantes | Tasa de éxito |
|----------------------------|-----------|-----------|---------------|
| Susarla (2008) (229) | 178 | 477 | 90.3% |
| Chiapasco (1997) (200) | 226 | 904 | 97% |
| Babbush (1986) (196) | 484 | 1739 | 94% |
| Papaspyridakos (2014) (27) | 2695 | 13,653 | 90.1-100% |
| Chiapasco (2003) (230) | 83 | 296 | 91.6% |

La realización de implantes inmediatos o postextracción surge con los objetivos de disminuir los tiempos de tratamiento, preservar el reborde óseo, intentando evitar la reabsorción ósea y mejorar la estética de los tratamientos (222, 223).

Los requisitos para poder aplicar este tipo de tratamiento son:

- Nivel adecuado de la cortical vestibular y de los tejidos blandos (231).
- Biotipo gingival. Mas favorable en el caso de biotipos gingivales gruesos.
- Grosor de la cortical vestibular del alveolo (232, 233).
- Congruencia del diámetro del alveolo con el diámetro del implante: más favorable en alveolos más estrechos (234).
- Conseguir estabilidad del implante con una preparación precisa a nivel de la porción apical del implante y ajustándose a las paredes alveolares (235-237).
- Angulación del eje mayor del implante con respecto al eje del alveolo (238, 239).

- o Diferencia en la altura de la cortical vestibular con respecto a la cortical palatina a nivel crestal (240).

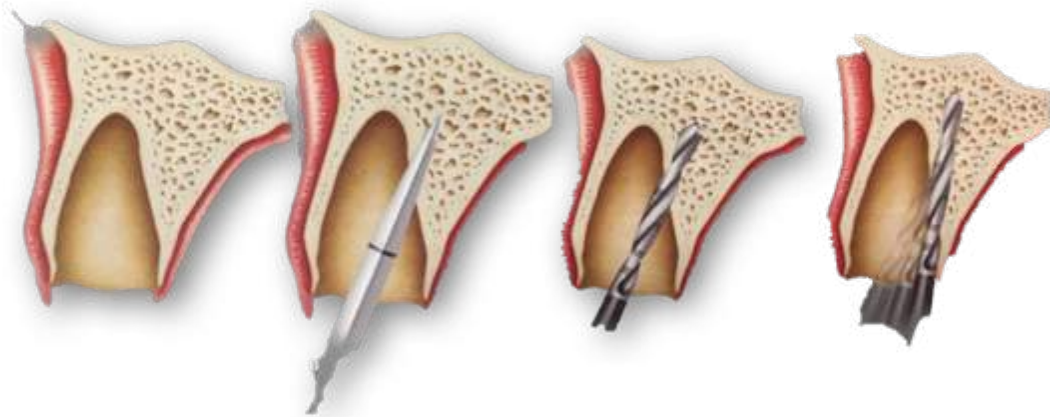


Ilustración 11. Preparación del lecho del implante postextracción con técnica approach palatino (249)

La clasificación de Elian (2007) permite establecer cuales son las condiciones más favorables y con una mayor predictibilidad de éxito en el largo plazo. Clasifica los alveolos en función de la integridad a nivel de su pared vestibular tanto de los tejidos duros como blandos, estableciendo tres tipos: I, II y III (231) (ver Ilustración 12):

- o Alveolo tipo I: El tejido blando vestibular y la cortical vestibular están a un nivel normal en relación con la unión amelo-cementaria del diente que va a ser extraído y permanecen intactos tras la exodoncia.
- o Alveolo tipo II: El tejido blando vestibular está presente manteniéndose tras la exodoncia, pero la cortical vestibular esta parcialmente desaparecida.
- o Alveolo tipo III: El tejido blando vestibular y el hueso vestibular están claramente reducidos después de la exodoncia.

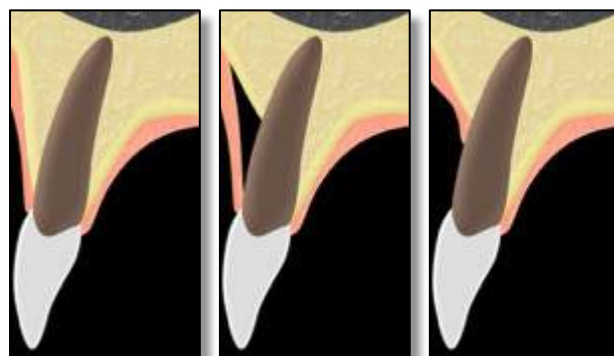


Ilustración 12. Clasificación de Elian. Alvéolo tipo I / Alvéolo tipo II / Alvéolo tipo III (231)

El alveolo tipo I es el más fácil de tratar y el más predecible. Se pueden conseguir con facilidad buenos resultados estéticos. La predictibilidad del tratamiento es mayor si el periodonto es grueso y plano. Los alveolos tipo III son difíciles de tratar y suelen necesitar de técnicas quirúrgicas complementarias como son la realización de injertos de tejido conectivo o de técnicas de regeneración ósea guiada. Los alveolos tipo II son difíciles de

diagnosticar y son en los que más fracasos se obtienen ya que se tratan en ocasiones como tipo I. Son frecuentes la aparición de recesiones post-tratamiento si se coloca un implante inmediato (221, 231).

La posición tridimensional del implante es determinante en el resultado final del tratamiento, debiendo ser congruente con la forma y posición de la restauración. Este hecho cobra una mayor importancia en el caso de restauraciones unitarias y más aún si de una localización estética se trata (241).

Kan, 2011, en un estudio clínico con 100 pacientes en los que se realizó una valoración por CBCT, estudió la posición vestibulo-palatina de los dientes maxilares anteriores, con el fin de establecer una

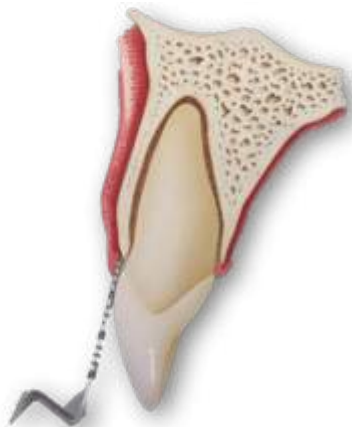


Ilustración 13. Evaluación de la pared ósea vestibular (249)

clasificación de su posición en el alvéolo. De acuerdo con esta clasificación, se puede considerar 4 tipos de posiciones de los dientes anteriores del maxilar en el alvéolo (238):

- o Clase I: raíz posicionada junto a la pared cortical vestibular
- o Clase II: raíz centrada en el alvéolo, que no mantiene contacto con ninguna de las paredes bucal o palatina.
- o Clase III: raíz posicionada junto a la pared palatina o lingual
- o Clase IV: al menos 2/3 de la raíz tiene contacto con ambas corticales.

Esta clasificación se ha utilizado ampliamente para planificar la cirugía y garantizar que con el uso del estudio CBCT sea posible hacer un diagnóstico certero de cada caso (238). La posición del diente en el alveolo va a condicionar la posición final del implante inmediato, así como la dirección de inserción de este junto con las características de la pared vestibular del alveolo. Las características, posición y altura a nivel crestal de la citada pared, determinan la actitud terapéutica a seguir una vez colocado el implante

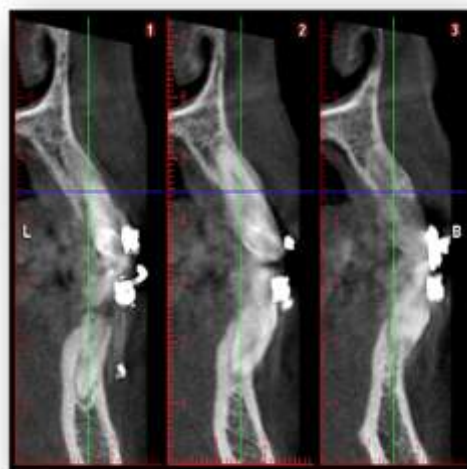
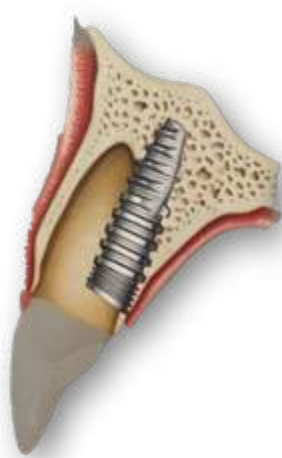


Ilustración 14. Posición tridimensional del implante (249)

en una posición tridimensional correcta.

Un criterio importante para la colocación de un implante inmediato es la existencia de anclaje suficiente en el hueso remanente por encima de la zona apical del diente o alveolo. La existencia de hueso suficiente para preparar la

osteotomía facilitará la consecución de estabilidad primaria del implante, hecho que como se ha comentado con anterioridad, es uno de los factores clave para la consecución de la osteointegración del implante (242).

Algunos artículos han sugerido el uso de implantes con un diseño cónico para garantizar una mayor estabilidad primaria al colocar los implantes y, también, debido a la forma similar a la cavidad resultante posterior a la exodoncia del diente (148, 149). En este sentido, la industria de implantes ha trabajado para proporcionar diseños apropiados para ser utilizados como implantes inmediatos (243, 244).

Es importante comprender que los procesos o acontecimientos que tendrán lugar en un alveolo postextracción se van a producir de igual manera con independencia de que un implante sea colocado en su interior, salvo que se realice alguna técnica quirúrgica complementaria, como por ejemplo se apliquen técnicas de regeneración ósea guiada.

Los patrones de cicatrización ósea que tienen lugar durante la osteointegración de un implante libre de cargas coinciden con los descritos clásicamente en los procesos de reparación ósea de diferentes tipos de defectos como es el caso de los alveolos post extracción (187, 245-247):

- Estadío 1: formación de un coágulo de células blancas y rojas: hemostasia.
- Estadío 2: existencia de tejido de granulación que reemplaza al coágulo sobre el 4º o 5º día. Se inicia la angiogénesis a través de la cadena de células endoteliales y formación de capilares.
- Estadío 3: el tejido conectivo reemplaza gradualmente al tejido de granulación en 14-16 días. Recubrimiento epitelial completo.
- Estadío 4: inicio de calcificación por tejido osteoide, comenzando en la base y periferia del alveolo (7-10 días). A las 6 semanas, el hueso trabecular rellena casi al completo al alveolo.
- Estadío 5: tras 4 ó 5 semanas hay epitelización completa del alveolo. Relleno óseo completo entre 5º y 10º semana. A las 16 semanas se completa relleno óseo, con poca actividad osteogénica.

Esposito (2010) en una revisión sistemática afirma que no hay pruebas suficientes para determinar las ventajas y desventajas de los implantes inmediatos, tempranos y tardíos, aunque los resultados preliminares de la literatura existente sugieren que los implantes inmediatos conllevan un mayor riesgo de fracaso y complicaciones que los implantes diferidos. Sin embargo, el resultado estético tiende a ser más favorable cuando el implante se coloca en el momento de la extracción (248).

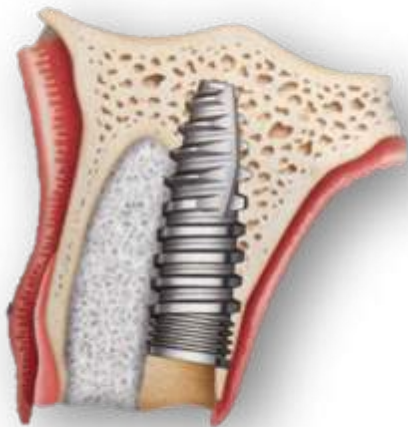


Ilustración 15. Alveolo post-extracción con implante inmediato y material de relleno para evitar el colapso de la pared vestibular (249)

La ausencia de congruencia entre el diámetro del implante y el diámetro del alveolo genera un espacio o gap entre la parte más vestibular del implante y la pared vestibular del alveolo. Cuando este espacio es superior a 2 mm en sentido vestibulo - palatino es recomendable su relleno para evitar el colapso de la pared vestibular y la aparición de un defecto estético en esa zona en sentido horizontal, como se puede observar en la Ilustración 15 (249).

De esta forma se consiguen disminuir los cambios dimensionales que de forma natural ocurren en la cicatrización de un alveolo post-extracción (250, 251):

- Entre los 6-12 primeros meses tiene lugar una reducción de unos 5 a 7 mm de anchura de la cresta alveolar en sentido horizontal, lo cual representa el 50 % de la anchura de cresta inicial.
- Igualmente hay una reducción vertical o ápico-coronal de entre 2 y 4,5 mm acompañando al cambio horizontal.
- La mayor parte de estos cambios tiene lugar durante los cuatro primeros meses de cicatrización.
- Según muchos estudios prospectivos, la mayor parte de la remodelación ósea se produce en la tabla vestibular, con una pérdida vertical de 1 mm y un mayor grado de reabsorción horizontal (80-63%) que vertical (69-65%).

Otro hecho importante es el hecho de que aún no se sabe cuál es la necesidad y el tipo de técnica de injerto óseo durante la colocación de estos implantes (248).

La literatura registra varios protocolos de colocación de implantes inmediatos, tipo de restauración y carga de estos. En 2016, Yan, en una revisión sistemática y meta-análisis donde presenta los resultados de 13 estudios que abordan los cambios en los tejidos blandos y duros después de colocar un implante inmediato con restauración inmediata en la zona estética, concluye que hasta entonces no había suficientes pruebas del beneficio de colocar implantes inmediatos frente a colocar implantes en alvéolos completamente cicatrizados (252).

Una serie de estudios clínicos han documentado que las membranas barrera no-reabsorbibles y reabsorbibles solas (253-255) o en combinación con aloinjertos (256, 257) o xenoinjertos (258) pueden ser utilizadas con éxito aplicadas en combinación con implantes en una o dos fases colocados en extracciones recientes y promover nueva formación ósea y contacto hueso-implante.

Un ensayo clínico aleatorizado controlado (259) indicó que la aplicación de membranas oclusivas alrededor de implantes transmucosos (sin colgajo) colocados inmediatamente en localizaciones de extracción del sector anterior que presentaban defectos de dehiscencia se asoció con una reducción significativa de la reabsorción horizontal de la cortical ósea vestibular en comparación con los controles no tratados con ROG (66.6% vs. 37.7%).

Los datos clínicos están de acuerdo con los informes histológicos que indican que la utilización bien de membranas no-reabsorbibles o bien reabsorbibles en humanos promueven la regeneración ósea y la osteointegración de implantes colocados inmediatamente (260).

Un estudio clínico multicéntrico prospectivo demostró significativamente más formación ósea cuando la colocación inmediata de implantes se combinaba con la aplicación de membranas frente a localizaciones que necesitaron una retirada precoz de la membrana (261).

La evidencia disponible tanto preclínica como clínica sugiere que la ROG constituye un enfoque de tratamiento exitoso de los defectos óseos periimplantarios y para la preservación de las dimensiones y la configuración del lecho alveolar tras la extracción dentaria y la colocación simultánea de implantes (implantes inmediatos). La combinación de la colocación de un implante en un alveolo postextracción con la aplicación de técnicas de ROG en sus diferentes vertientes parece ser, cuando el espacio existente es superior a 2 mm, la técnica de elección para preservar el volumen y morfología de la cresta alveolar y conseguir resultados estéticos lo más predecibles posible.

Como se ha visto, los implantes inmediatos son una práctica frecuente a la hora de abordar ciertos planes de tratamiento. El conseguir éxito en la realización de este tipo de tratamiento dependerá no solo del empleo de una correcta técnica quirúrgica, sino también del empleo de materiales, en este caso implantes dentales, que faciliten la consecución de una adecuada estabilidad primaria, dadas las condiciones de una menor disponibilidad ósea en las que normalmente se aplican este tipo de terapias.

Posición tridimensional del implante

La correcta colocación del implante en las tres dimensiones de espacio es un factor clave para un buen resultado estético de la rehabilitación final (262). En este sentido, se desarrollaron pautas que permiten al clínico posicionar el implante con seguridad, respetando todas las dimensiones de seguridad necesarias en las tres dimensiones del espacio, es decir, en las direcciones mesio-distal, vestibulo-lingual o palatino y ápico-coronal.

En el sentido mesio-distal, debe haber una clara diferencia si como estructura adyacente al implante a colocar existe un diente natural, un implante o un pónico. Para ello, Salama (2001) desarrolló los límites mínimos de proximidad entre dientes, entre implantes e implantes y dientes para conseguir o respetar la existencia de papilas interdentes (263), como se puede observar en la Tabla 9:

Tabla 9. Límite mesio-distal implante-diente (262)

| Espacio restaurador | Límite interproximal |
|---------------------|----------------------|
| Diente-Diente | 1.0 mm |
| Diente-Implante | 1.5 mm |
| Implante-Implante | 3.0 mm |

Cuando no se respetan estas medidas, se producirá un cambio en el nivel de tejidos duros, debido a la pérdida del pico óseo interproximal y en consecuencia esta situación afectará a los tejidos blandos con una pérdida de soporte de estos, lo que perjudicará el resultado estético final. Conllevando la pérdida o ausencia de las papilas interdentes, obligando a la confección de restauraciones con áreas de contacto amplias para evitar los “triángulos negros” y formas de dientes grandes y rectangulares menos estéticas (235, 241, 262, 263).

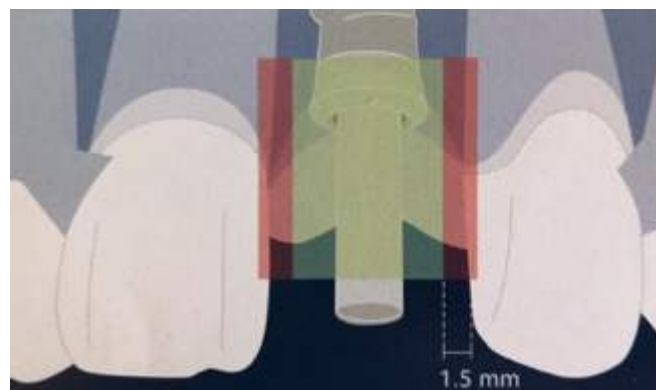


Ilustración 16. Posición mesio-distal implante-diente (261)

Como se puede observar en la Ilustración 16, en el sentido vestibulo-lingual o palatino, el hombro del implante debe estar a 1,5-2,0 mm de la cortical ósea vestibular hacia palatino, permitiendo la existencia de una cortical vestibular de grosor suficiente, evitando de esta manera una posible recesión apical del margen gingival debido al hecho de que la cortical ósea vestibular es demasiado delgada (262).

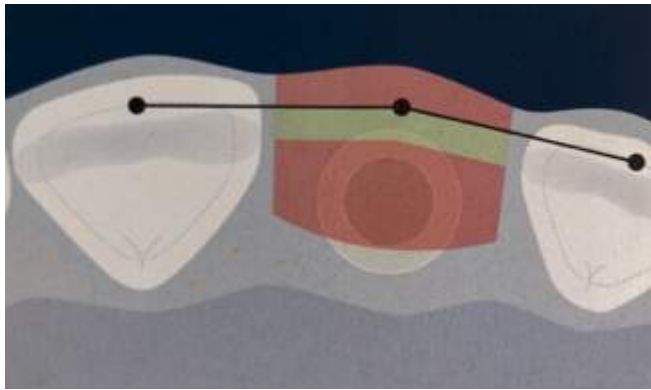


Ilustración 17. Posición vestibulo-lingual del implante (261)

Otro criterio fundamental para ayudar a la estética final de la restauración es el eje longitudinal del implante y, por tanto, la salida del tornillo de retención de la prótesis (Ilustración 17), que se debe producir a nivel del cingulo de los dientes del sector antero-superior, y que hay que tener en cuenta a la hora de colocar los implantes en localizaciones con una alta demanda estética (241, 262).

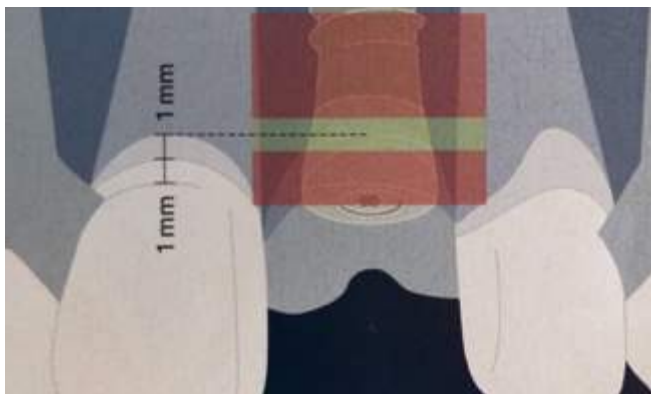


Ilustración 18. Posición ápico-coronal del implante (261)

En el sentido ápico-coronal, el implante debe ubicarse aproximadamente 1 mm apical al LAC de los dientes vecinos, cuando estos no presenten pérdida ósea por enfermedad periodontal. Esto da lugar a que lo ideal suele ser colocar el implante a 2 mm apical del margen gingival y a 1 mm apical del margen óseo (235, 262), en función también del tipo de implante a emplear (ver Ilustración 18).

Para la estabilidad en el tiempo de los tejidos blandos está descrita la necesidad de un cierto volumen de estos, lo que en ocasiones conlleva la necesidad de su manejo con el fin de mejorar la calidad y cantidad del tejido blando que rodea a los implantes, aplicando diversas técnicas de cirugía plástica periodontal alrededor de los implantes. Según Linkevicius (2013, 2014), la pérdida ósea en el tiempo alrededor de los implantes colocados en pacientes o situaciones con biotipos gingivales delgados (<2 mm) suele ser mayor que con situaciones con biotipos gingivales gruesos (> 2 mm) (264-266).

Métodos clínicos para evaluar la estabilidad en la interfase implante-hueso

Osteointegración de un implante se define como el “contacto directo, estructural y funcional, entre el hueso vivo y la superficie de un implante endoóseo cargado funcionalmente, valorado a nivel de microscopía óptica” (267).

Puesto que los parámetros clínicos de que disponemos para evaluar el grado de osteointegración de un implante son un nivel de hueso marginal estable (radiológico) y una ausencia de su movilidad en el lecho óseo, se valora la osteointegración de un implante en base a criterios indirectos, criterios mecánicos de estabilidad y no histológicos, por la evidente incapacidad para aplicar estos en la práctica clínica. La estabilidad del implante es un factor determinante en el curso del tratamiento y ha de ser evaluado en diferentes momentos del tratamiento. Durante tiempo esta determinación ha sido realizada de manera subjetiva sin tener opción a realizarla de una manera objetiva que permita su cuantificación en unas unidades determinadas, estableciendo un lenguaje claro y universal con el que comunicarse clínicos, estudios y, en general, el mundo de la implantología oral.

Como se ha comentado con anterioridad, uno de los requisitos para alcanzar osteointegración es conseguir la estabilidad primaria o mecánica del implante, es decir, la ausencia de movilidad del implante en el lecho óseo en el momento de su colocación. La estabilidad secundaria o biológica, se consigue con la formación y remodelación ósea en la superficie del implante y con la maduración del tejido óseo periimplantario.

Es importante disponer un sistema de evaluación de la estabilidad primaria que sea objetivo y repetible. De esta forma, será posible cuantificar la estabilidad en un momento dado más allá de su evolución en el tiempo (268).

Durante los últimos años se ha buscado un lenguaje universal que permita la valoración objetiva de la estabilidad de un implante. La industria ha proporcionado diferentes sistemas para aplicar en la clínica diaria que permitan establecer un valor objetivo de estabilidad del implante con independencia del momento en el que esta se valora. Los sistemas más utilizados de forma clínica son:

I. Torque de inserción (TI)

Mide la fuerza necesaria para insertar el implante en el lecho óseo, es decir, la fricción necesaria para insertar el implante. Esto se puede evaluar con el uso de llaves dinamométricas o con motores quirúrgicos que registran este dato, así como su curva de progresión. El mayor inconveniente que presenta es que no permite un seguimiento en el tiempo, solo nos da una medida de estabilidad a la hora de colocar el implante. No permiten la monitorización en el

tiempo de la estabilidad del implante. El otro inconveniente que presenta es que no establece relación entre los micro-movimientos y los valores de estabilidad. Aún así, sigue siendo un método ampliamente utilizado en la clínica diaria (150, 185).

Es habitual que el cirujano responsable de la inserción de los implantes pueda percibir el nivel de estabilidad de los implantes en función de la resistencia rotacional que se produce al insertarlos en el lecho óseo, torque de inserción (269).

Son múltiples los autores que sugieren que un torque de inserción de los implantes alto o elevado es deseable en aras de buscar el éxito en el desarrollo de los fenómenos que permiten la osteointegración de los implantes, en su opinión el torque de inserción está relacionado directamente con la estabilidad primaria. (144, 270, 271)

II. Sistema Periotest

Desarrollado por Schultz y cols en 1983, fue diseñado para evaluar la movilidad dentaria.

El funcionamiento de este dispositivo consiste en percutir con una punta de metal que hace el movimiento de ida y vuelta y que toca el diente o implante / pilar 16 veces, 4 veces por segundo. La forma en que registra la estabilidad es el tiempo que tarda en volver a tocar el diente o implante. Cuanto mayor sea la deceleración, mayor será la estabilidad del implante. Es un sistema sensible a la técnica ya que su utilización presenta falsos positivos y falsos negativos (272-274).

El tiempo de contacto por impacto entra en el rango de los milisegundos, pero el valor se establece en una escala de -8 a +50, de modo que un valor negativo indica estabilidad, aplicándolo a los implantes se puede traducir en estabilidad del implante, y un valor positivo (a partir de +5 a +7 según los diferentes autores) con movilidad en el caso de su aplicación sobre dientes o implantes, pudiendo indicar o bien el fracaso del implante o que es un implante en proceso de osteointegración.

Para el sistema Periotest estudios como el de van Steenberghe (1991) con implantes tipo Brånemark, el valor Periotest de implantes osteointegrados se registró en un espacio entre -7 y +5 para implantes colocados en la mandíbula y en un espacio entre -5 y +9 para implantes colocados en el maxilar (275).

Truhlar en un estudio en el que valoran 2000 implantes ya osteointegrados, observaron que el valor medio del valor Periotest fue menor de dos puntos con independencia del tipo de

hueso en el que estuvieran colocados los implantes según la clasificación de Leekholm y Zarb (276).

El estudio de Chavez cuantifica en milímetros la cantidad de desplazamiento de un cierto valor Periotest. Observan que un valor Periotest de -6 se corresponde con un desplazamiento de 0.038 mm y un valor Periotest de +2 con 0.113 mm (277).

Los valores Periotest más bajos referidos por la mayoría de los autores, los registran implantes colocados en la mandíbula, ya sea en la zona anterior como en la zona posterior, seguidos de los implantes localizados en la zona del maxilar anterior, siendo los valores más altos lo registrados por los implantes colocados en la zona del maxilar posterior.

Son diversas las variables que afectan al registro del valor Periotest, lo que hace que se trate de un método sensible a la técnica. Entre ellas se encuentran (274):

- la longitud y diámetro del implante.
- momento de valoración de la estabilidad del implante.
- la calidad del hueso que soporta los implantes.
- material con que está construida la rehabilitación.

III. Análisis de la frecuencia de resonancia (AFR)

Desarrollado por Meredith en 1994, es un instrumento no invasivo mediante el cual se mide la estabilidad del implante. Este instrumento produce una onda sinusoidal que provocará una cierta vibración en el transductor que está sujeto al implante. Esta vibración será mayor o menor dependiendo de la estabilidad del implante, es decir depende de la rigidez de la unión entre el hueso y el implante (58, 144).

La unidad de medida utilizada son las unidades ISQ (cociente de estabilidad del implante). La gran ventaja, desde el punto de vista clínico, es que se trata de una medición objetiva y repetible, incluso con las diferentes tecnologías disponibles en el mercado. Por lo tanto, el sistema de AFR es la mejor opción en este momento para evaluar la estabilidad de un implante y su monitorización a lo largo del tiempo (278, 279). El valor de AFR o valor ISQ está en un rango de 0 a 100, siendo cero el valor mínimo de estabilidad y cien el valor máximo de estabilidad.

El sistema se compone de un transductor (varilla de metal con un imán en su parte superior) que se conecta al implante y de una unidad que transforma las señales físicas en eléctricas permitiendo la digitalización de los registros. El transductor se une al implante de forma

atornillada manualmente por el operador, realizando una fuerza de apretamiento de 10N aproximadamente, fuerza que se consigue gracias a un transportador diseñado a tal fin y suministrado por los diferentes fabricantes (280). El transductor se estimula mediante ondas electromagnéticas generadas por un dispositivo electrónico (unidad). De esta forma se genera una fuerza extremadamente pequeña que intenta desplazar el implante dentro del lecho óseo.

El valor ISQ (cociente de estabilidad del implante) es una traslación desde la frecuencia de la resonancia medida en Khz a una escala de mayor utilidad clínica (1-100). Cuanto mas alto sea el valor de AFR, valor ISQ, mayor será la estabilidad del implante en un valor máximo de 100 puntos ISQ.

La respuesta del transductor puede variar con la dirección de registro, pero los cambios se detectan más claramente con medidas realizadas perpendicularmente (281).

VARIABLES QUE PUEDEN MODIFICAR LOS VALORES ISQ:

- Posición o altura en la que se aplica la señal (51).
- Registro directo al implante o al pilar (277).
- Longitud y diámetro del implante (280).

Los transductores que se colocan sobre el implante tienen una vida limitada. Así mismo son múltiples los dispositivos existentes en el mercado, algunos de ellos con diferentes generaciones de la misma aparatología. Otro hecho es que un mismo implante puede ser registrado en diferentes momentos, por diferentes examinadores y con diferentes aparatos o transductores. La reproducibilidad y repetibilidad de los registros tomados en los diferentes momentos o por los diferentes examinadores o por la diferente aparatología, es de capital importancia en establecer un lenguaje universal, fiable y repetible, permitiendo la comparación de las mediciones obtenidas por el sistema de AFR.

Los estudios de Lachmann en hueso de origen animal, costillas bovinas, evalúan la estabilidad de los implantes con el sistema de AFR (Osstell) y el sistema de percusión Periotest, concluyen que los dos son métodos fiables y con una alta repetibilidad, siendo útiles en la monitorización de los implantes, sugiriendo que es el sistema AFR (Osstell) la tecnología más precisa para la valoración de la estabilidad de un implante (282, 283).

En un estudio clínico comparativo de Zix (2008), se realizó una comparación entre el sistema Periotest (Siemens Gulen-Medizintechnik, Bensheim, Alemania) y el sistema de AFR Osstell I (Diagnóstico de integración, Gotemburgo, Suecia) en 65 pacientes. Se realizaron tres mediciones

de cada técnica sobre 213 implantes estables en carga, que no presentaban enfermedad periimplantaria. Aunque ambas técnicas demostraron ser fiables, la medición del sistema de AFR con el método Osstell mostró resultados más precisos que el sistema Periotest, que mostró una desviación estándar más alta presentando un bajo coeficiente de correlación intraclases (215).

En un modelo in vitro donde se valoran implantes en un bloque de resina y se registra la variación en los valores ISQ cuando polimeriza, de tal forma que dicha variación estaría señalando que podría ser un sistema para utilizar en el registro de cambios en la estabilidad de un implante a lo largo de su proceso de cicatrización u osteointegración (280).

En un estudio en animales en el que se realiza análisis histológico y se observa, que no solo la cicatrización es normal, no siendo afectada por la vibración del transductor en el momento del registro, sino que incremento en la superficie de contacto hueso-implante se relaciona con un incremento en los valores ISQ de estabilidad del implante. Los valores ISQ aumentan en el tiempo con una tendencia clara a la estabilización en un plazo de 40 días tras la colocación del implante (284).

Estos datos tienen correlación con los obtenidos en el estudio de Sennerby (1993) en el que se demuestra mediante análisis histológico la formación de hueso durante los primeros 40 días y su maduración total alcanzada a los 90-180 días (285).

Cuanto menor es la densidad ósea inicial en la que se colocó el implante, mayor es el incremento en los valores ISQ. Si la estabilidad inicial o primaria es elevada el proceso de cicatrización influirá de menor manera sobre el devenir de la estabilidad del implante (51).

Nedir plantea que los valores ISQ informan únicamente con respecto al éxito de un implante, no aportando información con respecto a la supervivencia o al fracaso. Este valor informa sobre si la interfase implante-hueso es rígida. Algunos implantes que presentan valores ISQ bajos fracasan y otros implantes, por el contrario, muestran una tendencia a mejorar en los valores ISQ a lo largo del tiempo, presentando un resultado final satisfactorio (286).

Brouwers evaluó en un estudio en mandíbulas humanas desecadas los registros intra e inter observador con el sistema de AFR, resultando la fiabilidad entre regular y buena (287).

Hasta el momento actual, no existe ningún método que pueda considerarse el ideal o “gold estándar” para la valoración de la estabilidad del implante, aunque en los últimos años algunos estudios publicados han comparado y evaluado la fiabilidad de los sistemas a tal fin disponibles para su uso en la práctica clínica (208, 209).

El sistema de valoración de la estabilidad de análisis de la frecuencia de resonancia está disponible en el mercado por dos marcas dominantes, Osstell y Penguin AFR, en diferentes generaciones de este en el caso de la aparatología Osstell. El problema se plantea, desde el punto de vista clínico en la posible veracidad y compatibilidad de los datos obtenidos por las diferentes aparatologías y en diferentes momentos, aún siendo por el mismo clínico y la misma aparatología, lo que implica el uso de diferentes transductores. Los estudios de Díaz-Castro, Jaramillo y Herrero-Climent demuestran la alta repetibilidad y reproducibilidad de los datos obtenidos con diferentes tecnologías y con las diferentes generaciones de las aparatologías. Por tanto, parece que el sistema AFR es el sistema más fiable y objetivo para registrar la estabilidad de un implante en un momento determinado (288-290).

Herrero-Climent (2013), en un estudio clínico donde se evaluó la reproducibilidad y repetibilidad del sistema AFR, con dos *SmartPegs* y cada uno midiendo el valor ISQ tres veces, con un total de 6 medidas por implante en 23 pacientes con 85 implantes colocados. Se utilizó al sistema Osstell Mentor (Osstell AB, Gotemburgo, Suecia) para realizar la medición del valor ISQ. La reproducibilidad y la repetibilidad del sistema Osstell Mentor fue del 97%, demostrando que el sistema de AFR presenta una fiabilidad muy alta (209) para la valoración de la estabilidad de un implante. Avalando la posibilidad de usar diferentes generaciones de la citada tecnología con una buena compatibilidad de los datos (279).

El trabajo de Díaz-Castro (2019) concluye que los resultados obtenidos sugieren que el Penguin RFA presenta una excelente reproducibilidad y repetibilidad, por lo que podría ser de gran utilidad en la monitorización de la estabilidad de los implantes en el tiempo. Además, de acuerdo con los resultados, la correlación entre el TI y el RFA es baja (290).

El grupo de Herrero-Climent (2019) en un estudio sobre 120 implantes, donde se comparan los valores ISQ obtenidos con los dispositivos Osstell y Penguin, así como su relación con TI, plantea en sus conclusiones que los datos de ambas tecnologías Osstell y Penguin son superponibles presentando una buena repetibilidad y reproducibilidad de los registros obtenidos, si bien recomiendan el uso de los transductores correspondientes a cada una de las tecnologías evitando el cruce de transductores y dispositivos de registro. Así mismo concluyen que no encontraron relación entre los valores AFR y el TI (289).

Al comparar el sistema de AFR con el TI, este último presenta una limitación, que ya ha sido mencionada, que es el hecho de que solo es posible valorar la estabilidad del implante en el momento de la colocación del implante y, por lo tanto, no se permite monitorizar la estabilidad de los implantes a lo largo del tiempo, lo cual hace que su uso sea limitado.

El TI es un sistema ampliamente utilizado en la práctica diaria para registrar la estabilidad de un implante en el momento de su inserción tanto sea de forma manual con el uso de llaves dinamométricas como con el uso de unidades o motores quirúrgicos que faciliten su registro. Son múltiples los trabajos que no establecen una relación del TI con los valores ISQ o AFR ni con los micromovimientos que se puedan producir al aplicar carga a un implante. Planteando el hecho de que valores de TI bajos pueden corresponderse con valores de estabilidad AFR altos, valores que tendrían una relación directa con una menor capacidad de existencia de micromovimientos, como refiere Brizuela en su estudio (63, 289, 290).

En 2009, Trisi, en un estudio realizado en hueso de origen bovino con tres densidades diferentes, relacionó diversos TI (20, 35, 45, 70 y 100 Ncm) con los posibles micromovimientos generados por fuerzas laterales de 20 N, 25 N y 30 N, siendo registrados los micromovimientos por un micrómetro digital. Como principal resultado demostró que al aumentar el TI se reducen los micromovimientos provocados por las fuerzas laterales y que los micromovimientos registrados en los implantes colocados en los tipos de hueso menos denso son mayores, hecho que sugiere la contraindicación o mayor dificultad de aplicar protocolos de carga inmediata sobre implantes colocados en hueso de esta densidad (271).

Según Karl (2017) en un estudio sobre modelos de espuma de poliuretano, con una zona más densa que intenta replicar el hueso cortical, colocó 3 diseños de implantes diferentes, todos ellos implantes tipo *bone level* o que trabajan a nivel de hueso. Un implante era cilíndrico (Astra, Dentsply) y los otros dos eran implantes cónicos (BLT, Straumann y Nobel Active, Nobel Biocare). Se evaluaron el TI y el AFR. Comparando el TI promedio entre los diferentes tipos de implantes, el implante cónico Nobel Active fue el que obtuvo mejores resultados y el que tuvo peores resultados fue el implante cilíndrico Astra. En cuanto a los valores medios de ISQ medidos con AFR, el Nobel Active no mostró valores estadísticamente significativos más altos cuando se comparó con el implante Astra, que obtuvo resultados muy similares. Así, el autor afirma que en el presente estudio no se encontró correlación entre el TI y el valor de estabilidad ISQ (153).

Según Brizuela-Velasco A. y sus colaboradores, un aumento del TI tiene una correlación exponencial con el aumento del ISQ. Existe una correlación lineal entre el ISQ y los micromovimientos del implante, es decir, un ISQ más alto tiene micromovimientos más pequeños. Refiere el autor que el valor mínimo de micromovimientos para una correcta la estabilidad primaria está en el rango de los 57 ISQ, que corresponde a un TI de 11,57 N/cm y un micromovimiento de 150 μm (63).

Inicialmente se diseñó esta tecnología con la intención de poder valorar el grado de osteointegración de un implante, relacionar la cantidad y calidad de la superficie de hueso en contacto con el implante con los valores ISQ. Las diferentes publicaciones demuestran que no se puede establecer dicha analogía, siendo exclusivamente un sistema de valoración de la estabilidad de un implante en un cierto momento.

En un estudio realizado en perros por Abrahamsson, intentan relacionar los valores ISQ con la cantidad de superficie de hueso en contacto con el implante (BIC). Colocaron 80 implantes en la zona premolar de las mandíbulas de 20 perros. Los implantes se analizaron en los siguientes momentos de su cicatrización: 2 horas, 4 días, 1, 2, 4, 6, 8 y 12 semanas. No encontraron relación entre los datos histológicos y los valores ISQ. El BIC o porcentaje de hueso en contacto con el implante no tenía reflejo en los valores ISQ, en ninguno de los momentos en los que se realizaron las valoraciones. Los autores sugieren que los valores ISQ no tienen relación con el porcentaje de hueso en contacto con la superficie del implante (291).

La estabilidad primaria es un requisito a conseguir para facilitar el éxito de los implantes y es directamente proporcional a la tasa de éxito de estos. Una elevada estabilidad primaria se puede asociar a la posible aparición de una excesiva compresión ósea al insertar el implante en el lecho óseo, conllevando una necrosis ósea por este hecho, pudiendo perderse la estabilidad o fijación del implante al hueso inicialmente conseguida (93).

Este hecho está fundamentado en la superación de los límites de adaptación del tejido óseo de forma fisiológica, provocando la aparición de fenómenos de reabsorción ósea por la isquemia que se produce tras la inserción del implante al crearse una zona de presión excesiva que dificulta la perfusión del tejido óseo próximo o en contacto con la superficie del implante.

Trisi, 2011 valora implantes colocados con un alto torque de inserción mediante análisis histomorfométrico. Concluyen los autores que, en hueso cortical denso, la colocación de implantes con un alto torque de inserción no induce a una necrosis ósea del tejido circundante ni a un fracaso de este. Por el contrario, se registró un aumento de la estabilidad primaria y secundaria de los implantes (292).

Duyck, 2010 relacionan una mayor pérdida ósea a nivel crestal en aquellos casos en los que se utiliza una morfología del implante y una técnica quirúrgica que provoquen un exceso de compresión ósea (293).

El grupo de Degidi en 2009 realizan una valoración histomorfométrica de la cicatrización ósea en la superficie de los implantes (BIC) en implantes colocados con diferentes torques de inserción.

Concluyen que no existe relación entre el porcentaje de hueso en contacto con la superficie del implante (BIC) y el torque de inserción en los implantes estudiados (294).

Si bien parece evidente la necesidad de alcanzar una elevada estabilidad primaria a la hora de colocar los implantes, una excesiva compresión del tejido óseo que los rodea los implantes puede conllevar una peor consecución de la osteointegración de estos, siendo cierto que no existe consenso actualmente entre los diferentes autores, no deja de ser un hecho a tenerse en cuenta y consideración.

A modo de resumen de lo visto con anterioridad, parece que:

- Para valorar la estabilidad de los implantes en un determinado momento, el sistema de AFR parece el sistema más fiable.
- El sistema de AFR presenta una alta fiabilidad, permitiendo una buena reproducibilidad y repetibilidad de los registros.
- El AFR no muestra relación con la cantidad de hueso en contacto con el implante (BIC).
- Es un sistema útil para detectar cambios en la estabilidad del implante siempre y cuando se realicen registros a lo largo del tiempo o vida del implante.

De forma ideal sería deseable para la comunidad odontológica el disponer de implantes con un macrodiseño que permita aumentar la estabilidad primaria de los implantes en aquellas circunstancias bien sea del huésped (huesos menos densos o menor disponibilidad ósea) o bien por las características del tratamiento en si mismo (protocolos de carga inmediata o implantes postextracción). La intención del presente trabajo es determinar las acciones necesarias a tomar para aumentar la fuerza de fricción generada durante la inserción de un implante dental en función de su geometría, del tipo de hueso y de la secuencia quirúrgica seguida en la preparación del lecho óseo, entre otras.

De la consulta de la literatura, se extrae que son muchas las condiciones a considerar y de las que se dispone de poca información y que en la mayoría de las situaciones tienen una alta variabilidad que afecta al resultado y dificulta el establecer un método de trabajo eficaz.

Por un lado, está el tipo de hueso existente, dependiendo este a su vez de múltiples variables, afecta no sólo en que existen diferentes tipos de densidades y de disponibilidad en función de cada individuo, sino que sus propiedades pueden variar en diferentes puntos de un mismo individuo.

Por otro lado, el tipo de implante, y en este punto no se debe considerar sólo el material, sino la rugosidad, geometría del cuerpo, tipo de rosca, número de espiras, etc. Todas estas condiciones hacen más difícil extrapolar datos de un implante a otro por el hecho que en el caso de implantes, las geometrías

no son normalizadas y si bien un fabricante puede unificar muchos de estos parámetros, entre fabricantes difícilmente se parecen (295, 296) .

Finalmente, la preparación quirúrgica u osteotomía del lecho donde se insertará el implante es importante, pues dependiendo del tipo de fresado con el que se trabaje el tejido óseo que alojará los implantes, el implante generará más o menos presión al ser introducido en dicha preparación, traduciéndose en más o menos fricción de la superficie del implante con el hueso. Existen diferentes actitudes entre lo clínicos a la hora de preparar el lecho, infrafresando para conseguir más estabilidad primaria o en sentido contrario para una inserción menos traumática. En cualquier caso, cada fabricante de sistemas de implantes dentales establece su secuencia de fresado y no necesariamente son equivalentes entre las diferentes marcas de implantes (297).

De la bibliografía mecánica más básica, se extrae la siguiente ecuación para el cálculo de la fricción en una unión roscada (298, 299):

$$M_M = F_M \left[\frac{d_2}{2} \tan(\alpha + \rho) \right]$$

Donde:

- M_M es el torque de montaje.
- F_M es la fuerza de montaje.
- d_2 es el diámetro de flancos.
- α es el ángulo de la hélice.
- $\tan(\rho)$ es el coeficiente de fricción de la rosca.

Planteamiento del Problema

Con la constante evolución de la odontología, el campo de la implantología oral se ha convertido cada vez más en parte de la rutina diaria en las clínicas dentales. Actualmente, la implantología, es una disciplina con una alta predictibilidad y ha demostrado altas tasas de supervivencia y de éxito de los tratamientos en el largo plazo.

Los objetivos y demandas de clínicos y pacientes en este tipo de tratamientos han sido cada vez más exigentes, dentro de ellos se encuentran el conseguir resultados lo más confortables posibles para el paciente, lo más estéticos posibles y en el menor tiempo en el que se puedan conseguir.

La alta tasa de éxito junto con las altas demandas de clínicos y pacientes, sumado a la alta difusión de la implantología oral ha significado que indicaciones o protocolos de tratamiento otrora reservados a casos específicos o a especialistas en ciertas áreas del tratamiento con implantes, se realicen de manera habitual en la generalidad de las clínicas dentales en las que se practica la implantología oral. Estas indicaciones incluyen, entre otras, la realización de implantes inmediatos o la aplicación de protocolos de carga inmediata.

Estas indicaciones requieren que los implantes en el momento de su colocación dispongan de una elevada estabilidad primaria, en condiciones aparentemente desfavorables para ello, por un lado, en el caso de los implantes post-extracción, hay una disminución de la disponibilidad ósea inicial, y, por otro lado, en el caso de la aplicación de protocolos de carga inmediata, los implantes se tienen que oponer a las fuerzas creadas por la prótesis, que se instala sobre ellos desde el momento de su inserción en el lecho óseo.

Para ello, es necesario que exista un conjunto de factores esenciales para favorecer la estabilidad del implante, algunos de los cuales son totalmente dependientes del huésped, otros del clínico y otros del implante.

Diferencias en la morfología de los implantes, en su diseño, pueden favorecer la consecución de una mayor estabilidad primaria en unas mismas condiciones del huésped o de aquellas propiciadas por el tratamiento en si mismo. Esto ha significado que, en los últimos años, la industria de los implantes ha propiciado cambios en el diseño de los implantes, con el fin de satisfacer las necesidades de los terapeutas encargados de rehabilitar pacientes parcial o totalmente desdentados, para promover tratamientos más efectivos y seguros.

Así, teniendo en cuenta estas necesidades, la empresa responsable de la producción de los implantes Klockner, SOADCO, en el intento de conseguir una evolución en sus implantes tipo *bone level*,

el implante VEGA, y buscando el obtener implantes que consigan una mayor estabilidad primaria del implante, impulsa el desarrollo del presente trabajo de investigación con el fin de conseguir un diseño de implantes que proporcione una mayor estabilidad primaria.

A tal fin, y en colaboración con el departamento de I + D de SOADCO, se comenzó este proyecto de trabajo de doctorado en forma de tesis industrial, para crear y seleccionar aquel diseño de implante que facilitara la estabilidad primaria del mismo, sin perder las cualidades del implante tipo *bone level* con concepto *platform switching* (implante VEGA) ya existente y que ha demostrado un excelente comportamiento clínico.

La necesidad de obtener una adecuada, y lo más alta posible, estabilidad primaria de los implantes tras su inserción en el lecho óseo, es un requisito demostrado que facilita la osteointegración del implante. El relacionar el nivel de estabilidad primaria, evaluada de forma objetiva, con un correcto proceso de cicatrización del tejido óseo que rodea a los implantes en tratamientos en los que estén indicados, por ejemplo, los implantes postextracción o la aplicación de protocolos de carga inmediata, facilitaría la actuación clínica. Es por ello por lo que en el presente estudio se han seleccionado como variables fundamentales de evaluación de los diferentes Prototipos o diseños de implantes planteados, la valoración del AFR con el sistema Penguin y la valoración del TI del implante, registrado mediante un torquímetro.

La valoración de la estabilidad de los implantes del sistema de AFR, es un método altamente sensible y fiable para cuantificar de manera objetiva, y en un lenguaje hoy en día universal, la estabilidad de los implantes.

El **objetivo final** del presente trabajo es seleccionar un diseño de implantes para una evolución del implante Klockner VEGA, que proporcione una mayor estabilidad primaria del mismo, así como una buena sensación clínica en su manejo.

Simultáneamente se probaron diferentes prototipos de implantes, como se verá más adelante, en combinación con diferentes secuencias de fresado que modifican la técnica estándar propuesta por la compañía responsable de la fabricación de los implantes testados.

Como se ha comentado con anterioridad, este trabajo se engloba en una línea de investigación desarrollada en la Universidad de Sevilla por un grupo de trabajo en el que participa el autor, y que está liderado por el profesor José Vicente Ríos Santos y el doctor Mariano Herrero-Climent. Dicha línea incluye estudios in vitro en hueso de origen animal, estudios de elementos finitos y ensayos clínicos prospectivos, perteneciendo el presente trabajo a la parte de estudios in vitro.

Objetivos del estudio

Objetivo principal

Seleccionar el diseño de implantes (modificación del implante Klockner VEGA) que proporciona una mayor estabilidad, una mejor sensación clínica de inserción y sin producir una excesiva compresión del tejido óseo que lo rodea.

Objetivos secundarios

1. Establecer la influencia del tamaño del núcleo del implante en el registro de la estabilidad primaria con el sistema de AFR con la aplicación de técnicas de normofresado en la preparación del lecho óseo.
2. Establecer la influencia del tamaño del núcleo del implante en el registro de la estabilidad primaria con la valoración del TI con la aplicación de técnicas de normofresado en la preparación del lecho óseo.
3. Establecer la influencia del tamaño del núcleo del implante en el registro de la estabilidad primaria con el sistema de AFR con la aplicación de técnicas de infrafresado en la preparación del lecho óseo.
4. Establecer la influencia del tamaño del núcleo del implante en el registro de la estabilidad primaria con la valoración del TI con la aplicación de técnicas de infrafresado en la preparación del lecho óseo.
5. Establecer cual de las secuencias de infrafresado propuestas tiene alguna influencia en la estabilidad primaria de los diferentes implantes utilizados en el estudio, registrada por el sistema de AFR y por el TI.
6. Comparar los valores de estabilidad primaria obtenidos mediante el registro del TI del implante y del AFR.
7. Establecer la influencia del tipo y número de surcos laterales verticales incorporados a los diseños de implantes, autocompactantes o autorroscantes, y la estabilidad del implante.
8. Establecer que diseño de implante proporciona la mejor sensación clínica en su inserción en el lecho óseo.

Material y métodos

El presente trabajo se trata de un estudio transversal *in vitro*, realizado en dos tipos diferentes de hueso bovino. El hueso utilizado fue de origen bovino, hueso fresco obtenido en el comercio. Tomando la clasificación de Lekholm y Zarb como modelo, 1985 las dos densidades se dividieron en:

- Tipo II: costilla bovina, hueso cortical más grueso y hueso trabecular denso.
- Tipo III: parte interna de la rótula, hueso cortical muy fino y hueso trabecular poco denso.

Fue realizado en las instalaciones del Porto Dental Institute (Oporto, Portugal) y financiado por la empresa responsable de la producción de los implantes Klockner, SOADCO S.L.

Comité ético

No fue necesaria la solicitud de un comité de ética por tratarse de un estudio *in vitro*, en el que se utiliza hueso de origen bovino disponible en el comercio habitual.

Implantes

En el presente trabajo, los implantes utilizados son del Klockner Implant System, SOADCO S.L. Se utilizaron implantes Klockner VEGA como control y diferentes Prototipos, como se explica a continuación, evolución de los implantes Klockner VEGA y desarrollados en colaboración con el departamento de I + D de la empresa SOADCO. Los Prototipos se desarrollaron en base a propuestas surgidas tras una revisión de la literatura del estado actual del arte, en lo que ha diseño de implantes se refiere, y elaboradas por los integrantes del presente grupo de trabajo y las aportaciones de D. Jordi Martínez y del profesor Javier Gil Mur (Universidad Internacional de Cataluña).

Los implantes empleados en el estudio son implantes que trabajan a nivel de hueso, tipo *bone level*, con concepto de cambio de plataforma o *platform switching*. Son implantes para colocarse idealmente entre 1 y 2 mm infracrestales.

La microestructura o superficie de los implantes empleados no se alteró en ninguno de los implantes, manteniendo la superficie original proporcionada por la compañía, superficie ShotBlasting. Es una superficie rugosa obtenida por sustracción por un granallado o bombardeo con partículas de alúmina con un pasivado ácido con ácido clorhídrico posterior. La rugosidad de la superficie es de tipo medio, de 1,6 μ .. La superficie ShotBlasting es la base de otra superficie desarrollada por el profesor Gil y la empresa SOADCO, disponible también en los implantes VEGA, es una superficie obtenida mediante un tratamiento mecánico superficial de *shot-blasting* y un tratamiento termoquímico final que le confiere unas características de superficie bioactiva gracias a su alta humectabilidad. El tratamiento termoquímico

consiste que consiste en un proceso de inmersión alcalina, un tratamiento térmico y un posterior tratamiento biomimético mediante inmersión en un fluido corporal simulado, con lo que se conseguía una capa de apatita sobre la superficie del titanio que interactuaba con el hueso subyacente acelerando el proceso de osteointegración. La superficie *Contacti* se obtiene mediante un tratamiento en dos pasos de la superficie, un chorreado de partículas de alúmina para conseguir una microrrugosidad óptima para la adhesión, proliferación y diferenciación de células osteoblásticas humanas, y un tratamiento posterior por inmersión alcalina y tratamiento térmico (300, 301).

Esta superficie es capaz de reproducir las primeras fases de la formación ósea una vez que entra en contacto con los fluidos biológicos sin necesidad de la intervención de las células osteoblásticas. Herrero Climent y Gil han demostrado en modelos animales que esta superficie permite una osteointegración acelerada con respecto a las en uso habitual hoy en día, lo cual beneficiaría de forma importante a los pacientes que necesiten la reposición de los dientes perdidos con implantes dentales (126, 127, 129, 130, 302, 303).

En cuanto al paso de rosca, se respetó el original con una espiral de doble hélice para facilitar su inserción en el lecho óseo. Los Prototipos si presentaron modificaciones en la forma de las espiras como se describe más adelante.

La longitud de implantes testada fue en todos los casos de 10 mm y los diámetros empleados en el estudio fueron 3.0 mm, 3.5 mm, 4.0 mm y 4.5 mm.

A continuación, en la Tabla 10, se describen los grupos de implantes objeto del presente trabajo.

Tabla 10. Grupos de implantes, hueso y técnicas quirúrgicas

| Implantes | | Tipos Hueso | Técnicas quirúrgicas |
|-----------|----------------|-------------|----------------------|
| Control | VEGA | | I-II III-IV |
| Estudio 1 | Prototipo I | | |
| Estudio 2 | Prototipo II | | |
| | Prototipo III | | |
| | Prototipo IV | | |
| | Prototipo V | | |
| | Prototipo VI | | |
| Estudio 3 | Prototipo VII | | |
| Estudio 4 | Prototipo VIII | | |

El estudio general se dividió en cuatro partes consecutivas, o cuatro estudios consecutivos, en los que se procedía a la valoración de los diferentes Prototipos surgidos de la evolución del Prototipo inicial, en base a los resultados obtenidos en cada una de las partes del estudio.

Para evaluar las variaciones propuestas, se utilizó el implante Klockner VEGA como control. Cada modificación propuesta ha sido estudiada de forma consecutiva en los mencionados estudios consecutivos. Los nuevos grupos de prueba con los cambios propuestos en forma de Prototipos testaron tomando el implante Klockner VEGA como grupo control.

Características de los implantes

Todos los implantes son implantes que trabajan a nivel de hueso, tipo bone level, con concepto de cambio de plataforma o platform switching, con conexión interna de los pilares y transportadores de los implantes. Superficie rugosa obtenida por sustracción, ShotBlasting.

Los implantes con cambio de plataforma o platform switching hacen referencia a colocar un pilar de diámetro inferior al diámetro del implante. Con la aplicación de este concepto se puede disminuir la reabsorción ósea crestral (304).

Implante Klockner VEGA grupo control

Como se ha comentado fue el implante empleado como implante control en todas las pruebas o

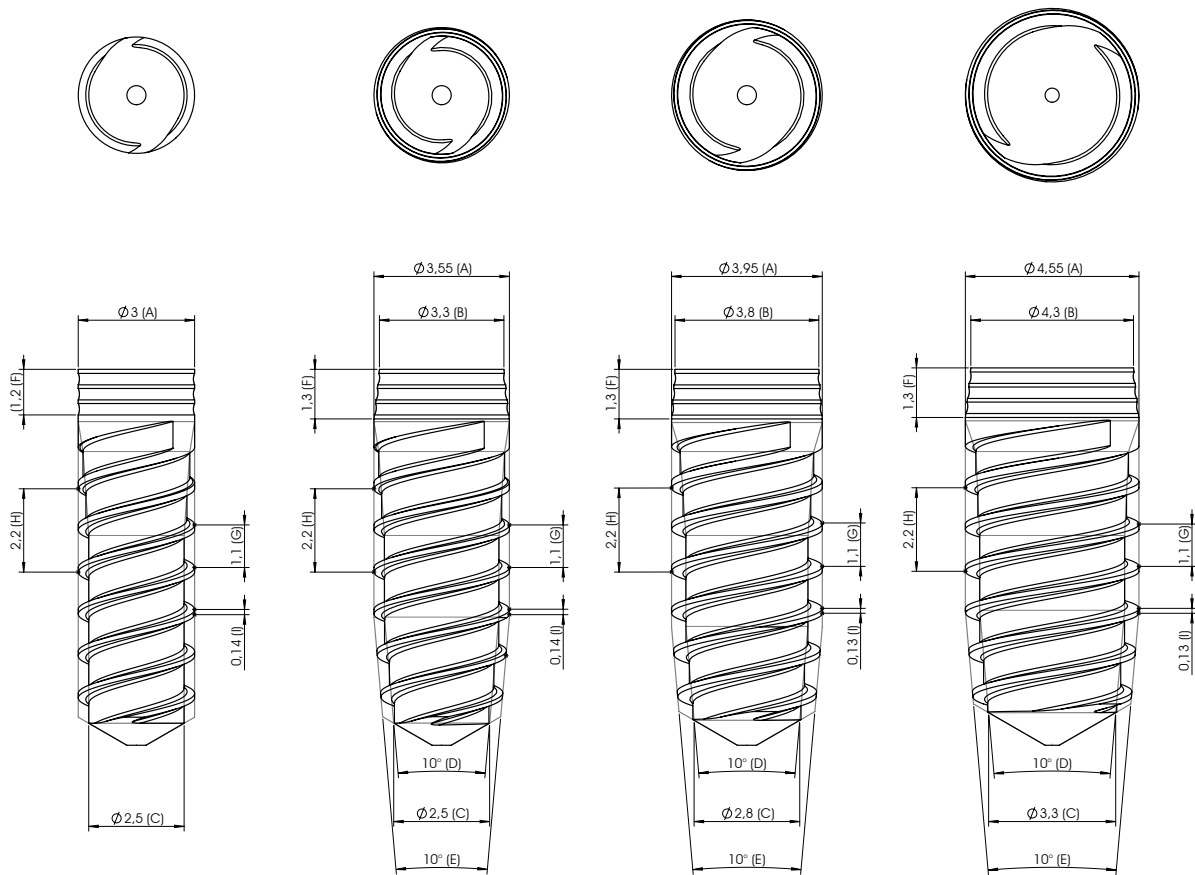


Ilustración 19. Implante grupo Control - VEGA; medidas y diferentes diámetros

estudios, se comparó con los implantes Prototipo que se estudiaron. Es un implante cilíndrico (Ilustración 20), con una ligera conicidad de su núcleo. Las espiras forman una doble hélice. Presenta microespiras en su porción más coronal, así como una ligera conicidad siendo la porción más coronal ligeramente más estrecha.



Ilustración 20. Implante grupo control

Las medidas de cada una de las partes que conforman el implante Klockner VEGA en cada uno de los diámetros en los que fue empleado como control se pueden observar en la Ilustración 19

Estudio I.

Modificaciones propuestas: Prototipo I

- Introducción de un núcleo de forma cónica manteniendo el diámetro en el punto máximo y disminuyendo el diámetro apical, como se puede observar en la Tabla 11.
- Tipo de espira autorroscante, con surcos verticales o ranuras en el sentido de las agujas del reloj.
- Profundidad de las espiras aumentada, mayores espiras en dirección apical.

Tabla 11. Medidas del diámetro apical de los implantes del grupo control y de los implantes grupo Prototipo I

| Díámetro | Control | Prototipo I |
|----------|---------|-------------|
| 3.0 mm | 2,5 mm | 2,0 mm |
| 3.5 mm | 2,5 mm | 2,0 mm |
| 4.0 mm | 2,8 mm | 2,4 mm |
| 4.5 mm | 3,3 mm | 2,7 mm |

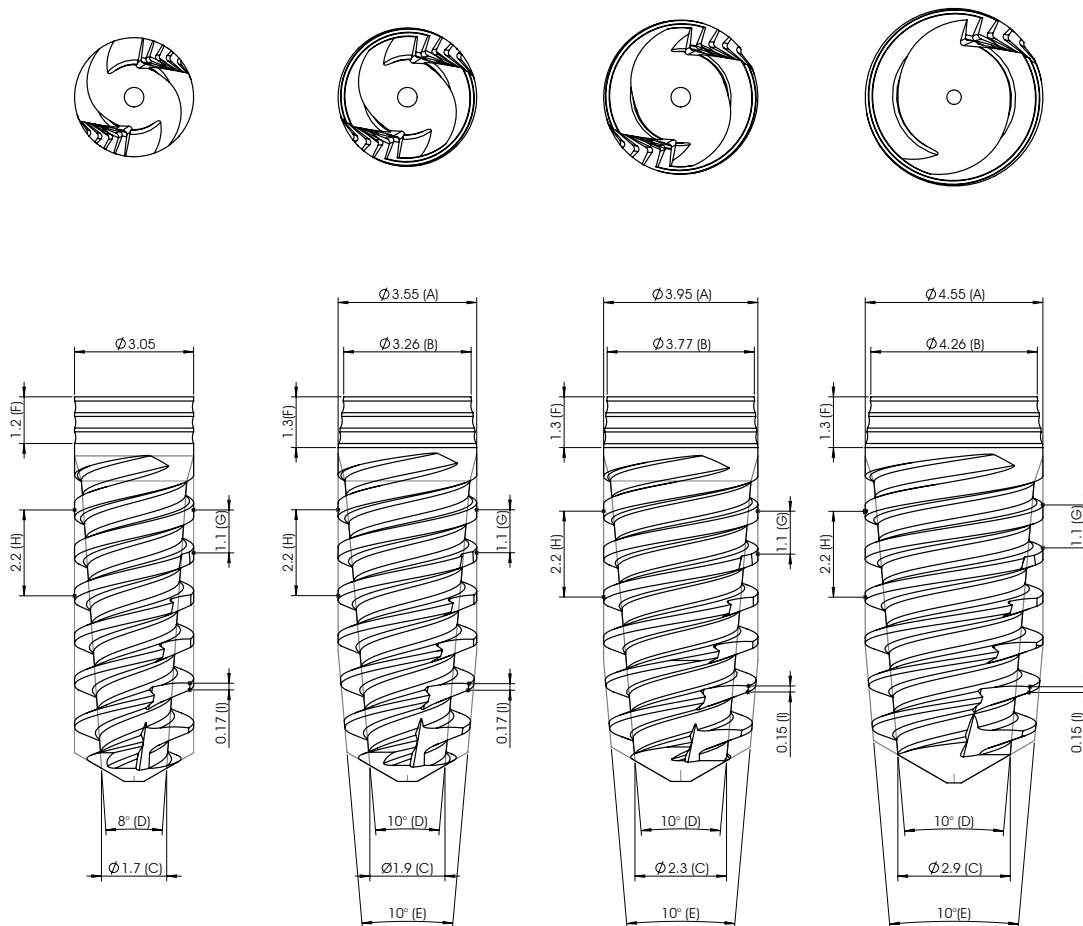


Ilustración 21. Implante grupo Prototipo I; medidas y diferentes diámetros

- La distancia entre las espiras o paso de rosca se mantuvo igual que en el implante VEGA aumentando la anchura de cada espira 0,14 - 0,17mm.

Las medidas de cada uno de los componentes del implante en sus diferentes diámetros se pueden observar en la Ilustración 21.

Posteriormente a de evaluar el primer Prototipo de implante, se concluyó que sería necesario realizar algunas modificaciones sobre este, ya que los resultados obtenidos no mostraron incrementos significativos en los valores de TI y en los valores ISQ. Mostraron una tendencia a aumentar, pero no claramente determinantes. Así, tras sugerir una serie de modificaciones, surge la necesidad de comprobar la eficacia de tales alteraciones y la necesidad, por tanto, de la realización de un nuevo estudio que como compare los cambios en el macrodiseño de los implantes.

Estudio II.

Modificaciones propuestas: Prototipo II, III, IV, V y VI

Comparación entre Prototipos con tres tipos de surcos verticales o longitudinales a lo largo del eje mayor del implante: autorroscantes (en sentido de las agujas del reloj), autocompactantes (en sentido contrario a las agujas del reloj) o completamente verticales. Así mismo hay diferencias en el número de surcos presentes: 3 ó 4 (Ilustración 22).

En esta fase o estudio, se testaron 5 Prototipos de implantes diferentes. Todos los Prototipos aumentaron 0,1 mm en el diámetro máximo en comparación con el implante Klockner VEGA con el fin de buscar un aumento de la estabilidad primaria mayor del obtenido con el Prototipo I.



Ilustración 22. De izquierda a derecha: Prototipo II, Prototipo III, Prototipo IV, Prototipo V y Prototipo VI

- Prototipo II: 3 surcos en sentido horario, autorroscantes.
- Prototipo III: 4 surcos en sentido horario, autorroscantes.
- Prototipo IV: 3 surcos en sentido anti horario, autocompactantes.
- Prototipo V: 4 surcos en sentido anti horario, autocompactantes.

- o Prototipo VI: 4 surcos verticales.

Las medidas de cada uno de los componentes del implante en sus diferentes diámetros se pueden observar en la Ilustración 23.

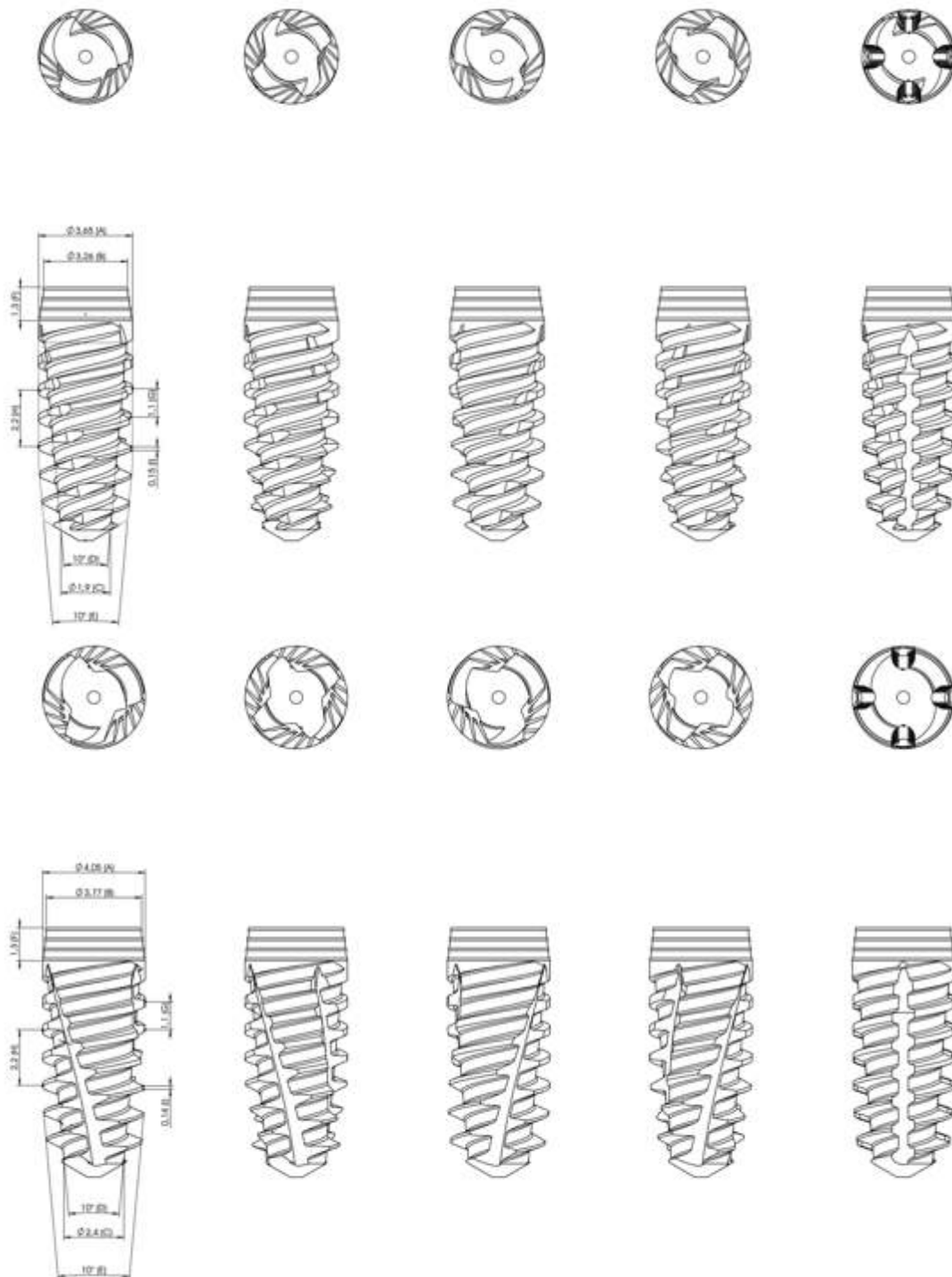


Ilustración 23. Implantes Grupo Prototipo II, III, IV, V, VI; medidas y diferentes diámetros

Los resultados mostraron que si bien no existía ningún Prototipo que realmente se distinguiera de los demás con un aumento manifiesto de la estabilidad en las dos variables registradas (TI y AFR), se decidió continuar con la evolución del Prototipo III de implante con nuevas modificaciones basadas en su diseño, ya que mostraba una clara tendencia a aumentar la estabilidad tras su inserción y a la mejor sensación clínica, cumpliendo con las necesidades del implante a desarrollar, que sería un implante con diseño autocompactante.



Ilustración 24. Estudio II, colocación de los implantes control y prototipos en hueso tipo II

Surge de esta manera un nuevo Prototipo de implante a testar en base al implante Prototipo III, que fue el que mejor comportamiento tuvo en esta fase, como se podrá comprobar mas adelante en la presentación de los resultados.

Estudio III.

Modificaciones propuestas: Prototipo VII

Después de realizado el estudio o fase II, se decidió aumentar ligeramente el diámetro del implante a nivel de su porción de máximo contorno, con la intención de conseguir un mayor aumento de la estabilidad primaria. Se consideró un aumento del diámetro del implante de 0,2 mm en relación con el implante VEGA. El diámetro apical disminuyó 0,6 mm en comparación con ápice del implante VEGA. Las espiras tienen una conicidad muy similar a la conicidad del cuerpo del implante y también hubo un aumento en la anchura de las espiras de aproximadamente 0,2 mm, debido al aumento en el diámetro del implante.

Las medidas de cada uno de los componentes del implante en sus diferentes diámetros se pueden observar en la Ilustración 25.

Tras evaluar los resultados obtenidos en el estudio en el que se valora el comportamiento implante del Prototipo VII, el aumento de los valores de TI y los valores de ISQ fue claro en casi todos los diámetros y tipos de preparaciones, superando en alguno de los casos los valores de TI establecidos en la literatura como perniciosos para el tejido óseo que se sitúa alrededor del implante. En un alto número de los implantes testados, la dificultad clínica para insertar el implante a la profundidad deseada de 1 mm infracrestal fue notoria. Por ello, se decidió hacer una nueva modificación en el diseño del implante, dando origen a un nuevo Prototipo de implante, obligando a la necesidad de desarrollar un nuevo estudio que permita valorar su comportamiento. Esta nueva valoración se realizó con una muestra reducida para testar lo que parecían cambios mínimos en el diámetro máximo del implante.

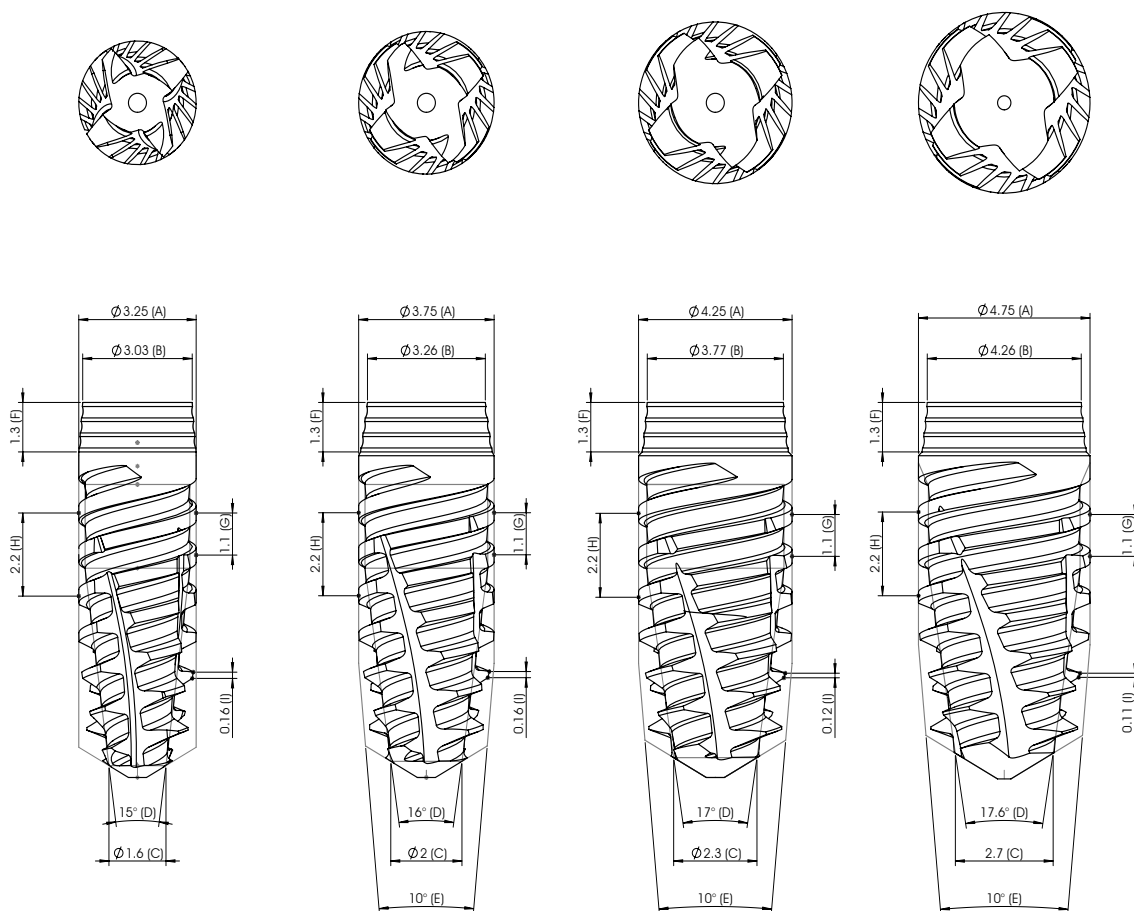


Ilustración 25. Implantes Grupo Prototipo VII; medidas y diferentes diámetros

Estudio IV.

2. Modificaciones propuestas: Prototipo VIII

En el estudio III se pudo comprobar la dificultad clínica de insertar el implante prototipo VII, motivo por el cual se decidió mantener las modificaciones disminuyendo 0,1 mm el

diámetro máximo del implante en cada uno de los diámetros testados. El implante prototipo VIII es una evolución del implante prototipo VII.

Las medidas de cada uno de los componentes del implante en sus diferentes diámetros se pueden observar en la Ilustración 26.

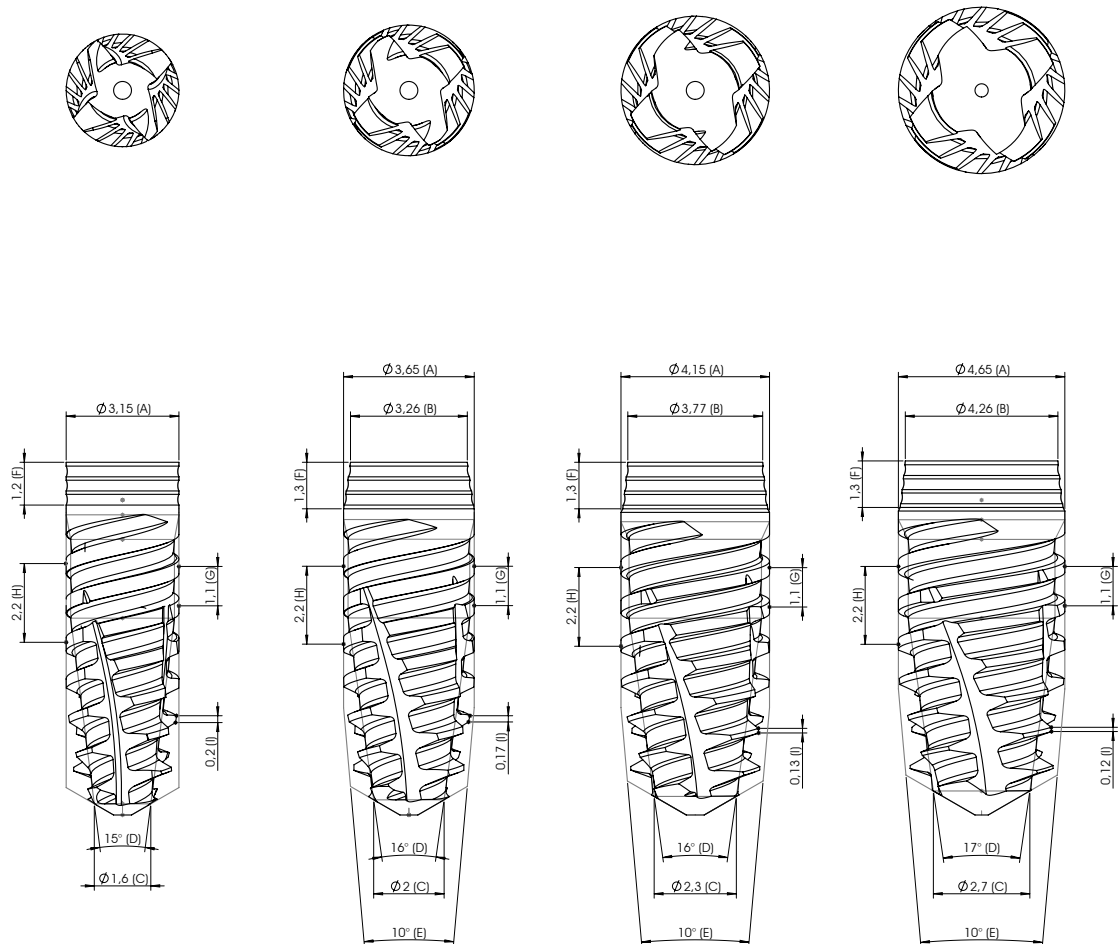


Ilustración 26. Implantes Grupo Prototipo VIII; medidas y diferentes diámetros

El Prototipo de implante VIII fue el Prototipo que cumplió con las necesidades establecidas, demostrando un aumento significativo en gran parte de los diferentes tipos de preparaciones y en los diferentes diámetros de implantes testados.

Técnica quirúrgica

En todos los casos, se realizó una comparación del comportamiento de los implantes del grupo control y de los grupos test al ser colocados con la técnica de preparación del lecho quirúrgico sugerida por la

compañía fabricante de los implantes con diferentes preparaciones del lecho óseo por infrafresado horizontal, como se muestra a continuación.

Los lechos óseos para los implantes de cada estudio se realizaron de forma consecutiva, de forma que los implantes del grupo control y los implantes de los grupos test, estuvieran próximos en una calidad de hueso similar. La intención era evitar de esta manera que diferentes fragmentos de hueso, que supuestamente deberían tener una calidad ósea similar, tuvieran una calidad ósea diferente y alojaran implantes de grupos que iban a ser comparados entre ellos. Las preparaciones para los implantes se realizaron a una distancia de 10 mm desde el centro de una preparación al centro de la preparación próxima.

Todas las preparaciones se realizaron por un mismo cirujano, ampliamente conocedor del sistema de implantes Klockner VEGA, así como la inserción de los implantes.

Las preparaciones u osteotomías se llevaron a cabo en una habitación con una temperatura constante de 22°C. Se permitió la aclimatación de los fragmentos óseos a emplear durante una hora con anterioridad a la realización de las preparaciones. Los fragmentos de hueso se almacenaron en un frigorífico a una temperatura constante de 6°C.



Ilustración 27. Colocación de los implantes 1 mm infracrestales



Ilustración 28. Implantes que no bajaron a la profundidad deseada de 1 mm infracrestales

Para la realización de las preparaciones u osteotomías se utilizó una unidad quirúrgica marca NSK con abundante irrigación de suero fisiológico almacenado a una temperatura de 6°C, con juegos de fresas del sistema de implantes Klockner VEGA nuevos para el desarrollo de cada uno de los estudios. Se siguió la secuencia de fresado y las revoluciones sugeridas por el fabricante en el caso de las preparaciones con normofresado, alterándose la secuencia en el caso de las preparaciones con infrafresado, tal y como se explica a continuación.

A nivel vertical, la profundidad de trabajo fue de 11 mm, dado que los implantes Klockner VEGA son implantes que trabajan a nivel óseo con concepto *platform switching*, y que en la práctica diaria colocan 1 mm infracrestrales, como se puede observar en la Ilustración 27. Dado que en el presente trabajo se pretende simular en lo posible la práctica clínica diaria, con las limitaciones de un estudio in vitro y en hueso de origen animal, se decidió colocar los implantes con una unidad quirúrgica igual a la empleada en la clínica y situar los implantes 1 mm infracrestrales.

Los cuatro protocolos de fresado o preparación del lecho del implante fueron: (se muestra un ejemplo para implantes de 3,5 mm de diámetro, adaptándose posteriormente a cada uno de los diámetros de implante a utilizar en el estudio en base al concepto aplicado en las siguientes secuencias quirúrgicas de fresado).

1. Secuencia de normofresado con fresa de perfil

Sistemática propuesta por la compañía. Se emplea la secuencia de fresas piloto hasta la fresa de 3,3 mm de diámetro, a una profundidad de 11 mm de longitud y ensanchamiento de la cortical con fresa de perfil (3,5 mm de diámetro) hasta 3,0 mm de profundidad.

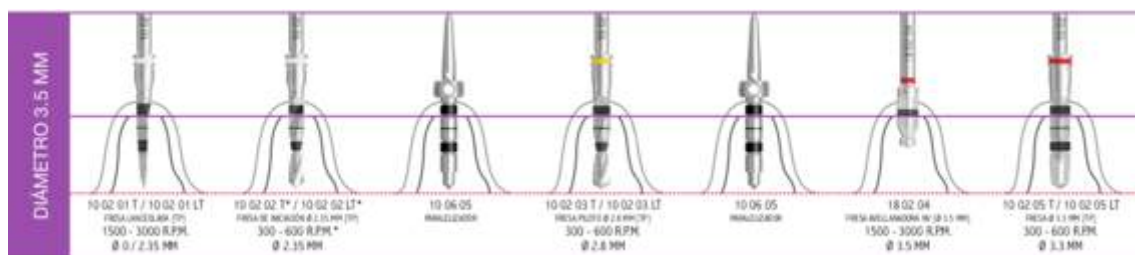


Ilustración 29. Secuencia de Normofresado con fresa de perfil

2. Secuencia de normofresado sin fresa de perfil

Secuencia estándar hasta pasar la fresa de 3,3 mm de diámetro, a una profundidad de 11 mm de longitud sin ningún ensanchamiento cortical. Se elimina el paso de la fresa de perfil o avellanadora.

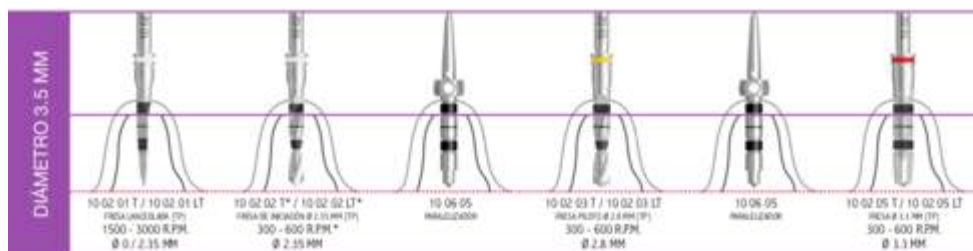


Ilustración 30. Secuencia de Normofresado sin fresa de perfil

3. Secuencia de infrafresado pasando la fresa de perfil

La secuencia de fresado incluye todas las fresas de la secuencia excepto la última fresa piloto (3,3 mm de diámetro) a una profundidad de 11 mm de longitud, realizándose el ensanchamiento a nivel de la cortical con la fresa de perfil (3,5 mm de diámetro), hasta 3,0 mm de profundidad.

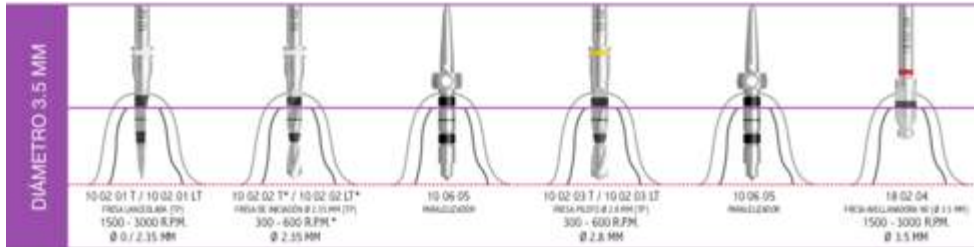


Ilustración 31. Secuencia de Infrafresado con fresa de perfil

4. Secuencia de infrafresado sin la utilización de la fresa de perfil

La secuencia de fresado incluye todas las fresas de la secuencia excepto última fresa piloto (3,3 mm de diámetro) a una profundidad de 11 mm de longitud y sin ensanchamiento de la cortical.

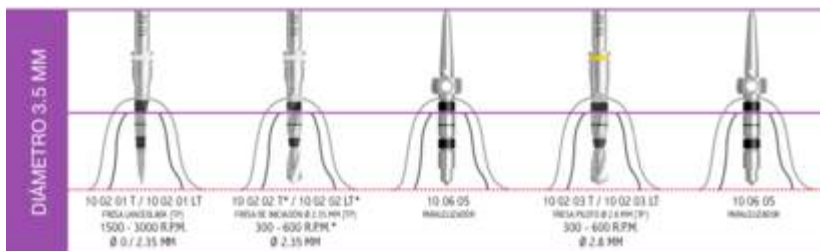


Ilustración 32. Secuencia de Infrafresado sin fresa de perfil



Ilustración 33. Preparación del lecho quirúrgico con fresa piloto a longitud total con auxilio de Stop

Tamaño muestral

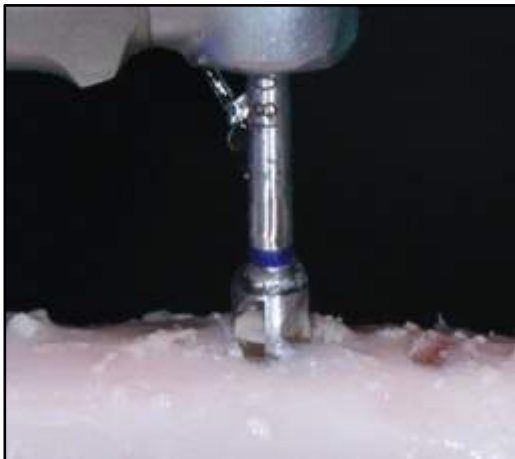


Ilustración 34. Preparación del lecho quirúrgico con fresa de perfil o cortical

El cálculo del tamaño muestral se realizó en base a los trabajos de Herrero-Climent (208, 209) para $p < 0.05$ calculado con N Query Advisor v4.0 (Statsols, California, Los Ángeles; EEUU). El tamaño muestral obtenido fue de $n=18$, decidiendo los autores aumentar el tamaño muestral para cada uno de los grupos a $n=30$ en el primer estudio y $n=40$ en los restantes estudios realizados, con el fin de aumentar la sensibilidad de los estudios.

De manera que se colocaron implantes de cada uno de los grupos (control, Prototipo I, Prototipo II, Prototipo III, Prototipo IV, Prototipo V, Prototipo VI, Prototipo VII, Prototipo VIII), en dos calidades óseas (hueso tipo II y hueso tipo III), en cuatro secuencias de fresado diferente (secuencia I, secuencia II, secuencia III, secuencia IV), en cuatro diámetros de implantes en cada caso (diámetro 3, diámetro 3.5, diámetro 4, diámetro 4.5). Se colocaron más de 10.000 implantes en el presente trabajo.

Colocación de los implantes. Valoración de las variables

Una vez preparados los lechos de los implantes, se procedió a la inserción de estos, según se describe más adelante y al registro de las variables.

Se registraron las siguientes variables en el estudio:

- torque de inserción (TI). N/cm.
- análisis de la frecuencia de resonancia (AFR). Valor ISQ.

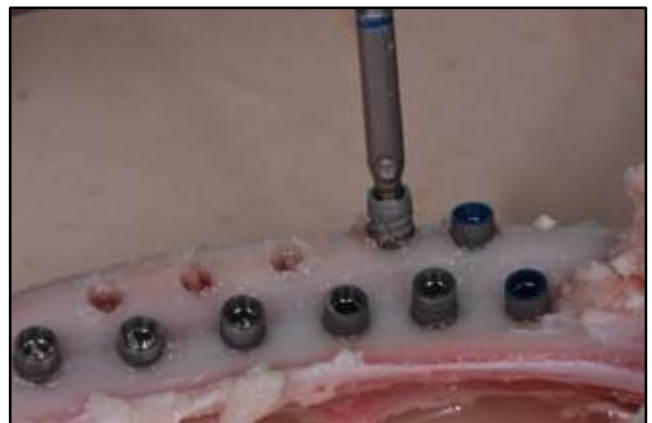


Ilustración 35. Inserción de los implantes

- o sensación clínica de inserción del implante. Sensación de la facilidad con la que el implante alcanzaba la profundidad esperada.

Una vez preparados los lechos de los implantes se procedía a la inserción en los mismos de los implantes. La inserción se realizó con un contra-ángulo 20: 1 hasta que el implante se situaba hasta la mitad del lecho preparado, terminando la inserción del implante de manera manual con la ayuda de un torquímetro (Tohnichi - ATG6CN, Tohnichi Mfg Co Ltd, Japón) hasta ubicarlo 1 mm por debajo de la cresta ósea. El empleo del torquímetro permitió registrar torque de inserción de cada implante hasta que este se encontraba a la profundidad deseada.

Torque de inserción (TI)

Para medir el TI se utilizó una llave dinamométrica o torquímetro analógico marca Tohnichi - ATG6CN (Tohnichi Mfg. Co Ltd, Japón) – Ilustración 36. El torquímetro estaba conectado al transportador específico para cada diámetro de implante a testar. Este instrumento marca el TI máximo utilizado, en un intervalo entre 0,5 - 150 N/cm, para que el implante alcance la posición deseada.



Ilustración 36. Torquímetro analógico Tohnichi – ATG6CN

Análisis de la Frecuencia de Resonancia (AFR)

Una vez colocados los implantes, se realiza la evaluación mediante el sistema de AFR (valor ISQ). Para registrar el valor ISQ se utilizó el sistema Penguin RFA (Integration Diagnostics, Suecia) siguiendo las instrucciones sugeridas por el fabricante – Ilustración 37.



Ilustración 37. MultiPeg y transportador para registro del valor ISQ

El sistema Penguin RFA incluye un transportador que permite la inserción del transductor o *MultiPeg* en el implante con un TI de entre 5 y 10 N – Ilustración 37 y 38.

Se tomaron dos medidas perpendiculares entre sí y perpendiculares al *MultiPeg* en cada implante, tras lo cual se realizó un promedio de las dos medidas, registrándose los valores individuales y el valor medio.

MultiPegs:

- Para el implante de 3,0 mm de diámetro la referencia del *MultiPeg* a utilizar es 55074, nº 66.
- Para el implante de 3,5 mm de diámetro la referencia del *MultiPeg* a utilizar es 55065, nº 57.
- Para el implante de 4.0 / 4.5 mm de diámetro la referencia del *MultiPeg* a utilizar es 55034, nº 26.



Ilustración 38. Penguin RFA / MultiPegs / Transportador



Ilustración 39. Lecturas de valores de TI (torquímetro) y AFR (valor ISQ)

Sensación clínica de inserción del implante

Se registró la facilidad con la que el implante alcanzaba la profundidad deseada, 1 mm infracrestal. La intención en el estudio era reproducir los procedimientos de colocación de un implante que se realizan en la práctica clínica. Se consideró que, una vez preparados los lechos de los implantes, era importante registrar si era posible alcanzar la posición de la porción más coronal del implante deseada con una buena sensación clínica. Este dato es una sensación subjetiva, buscando una mayor objetividad, se registró en cada uno de los casos, a que distancia se situaba la parte más coronal del implante con respecto a la cresta ósea una vez aplicado el torque máximo de inserción del implante. El registro se realizó mediante el uso de una sonda periodontal CPITN 15 con marcas cada milímetro.

Método estadístico

El análisis estadístico de los diferentes estudios objeto de este trabajo fue realizado por los investigadores del Grupo de Biomateriales, Biomecánica e Ingeniería de Tejidos de la Universidad Politécnica de Cataluña (UPC), por el profesor D. José María Manero Planella, Dña. Meritxell Molmeneu y el Dr. Miquel Punset.

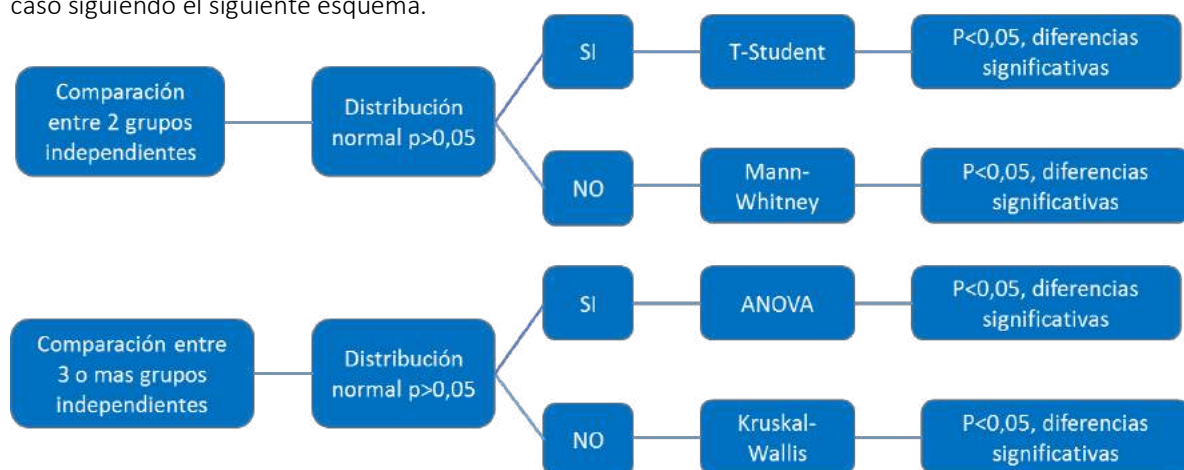
Para determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre las diferentes variables estudiadas, se ha utilizado el programa informático *Minitab 16 Statistical Software*.

En caso de que los valores cumplan una distribución normal ($p > 0.05$), y se comparen 2 grupos de datos independientes, el estudio estadístico se realiza mediante el test paramétrico t-student. En caso de que los valores cumplan una distribución normal ($p > 0.05$), y se comparen 3 o más grupos de datos independientes, el estudio estadístico se realiza mediante el test ANOVA.

Se parte de la hipótesis inicial de que todas las medias son iguales. Para asumir esta hipótesis inicial como cierta la probabilidad de cumplirse se establece en un intervalo de confianza del 95%, por lo que la probabilidad de que no se cumpla sólo ocupa un 5%. Por tanto, cuando la probabilidad sea menor al 0,05 indicará que la hipótesis no se cumple y que se trata de medias de valores no iguales. Entonces, si $p < 0,05$ existe una influencia entre factores, de manera que las medias serían diferentes y por lo que existirían diferencias estadísticamente significativas.

Cuando los valores no cumplan una distribución normal ($p < 0.05$), y se comparen dos grupos de datos independientes, el estudio se realiza mediante un test no paramétrico Mann-Whitney. Cuando los valores no cumplan una distribución normal ($p < 0.05$), y se comparen tres o más grupos de datos independientes, el estudio se realiza mediante el test no paramétrico Kruskal-Wallis. Por tanto, cuando la probabilidad de Mann-Whitney y Kruskal-Wallis sea $p < 0,05$ existen diferencias estadísticamente significativas entre las variables y los factores analizados.

Se han analizado todos los datos, realizando primero un test de distribución normal con el fin de analizar si se trataba de una distribución normal o no y, posteriormente se aplicó el test idóneo para cada caso siguiendo el siguiente esquema.



Resultados

Introducción

A lo largo de los cuatro estudios que conforman esta línea de trabajo se registraron las siguientes variables para cada uno de los implantes, de la forma y manera descrita en el material y métodos:

- Torque de inserción (TI).
- Análisis de la frecuencia de resonancia (AFR) - valor ISQ A.
- Análisis de la frecuencia de resonancia (AFR) – valor ISQ B.
- Análisis de la frecuencia de resonancia (AFR) medio: valor ISQ media de los valores ISQ A e ISQ B.
- Sensación clínica de manejo.

Con el fin de una mejor comprensión del desarrollo de la línea de trabajo, se presentarán los resultados de cada estudio de manera independiente y a continuación el análisis estadístico realizado para analizar ese grupo de datos, dado que la evolución hacia el estudio siguiente, la evolución hacia un nuevo diseño de implantes está en función de los datos obtenidos en el estudio previo.

Inicialmente los estudios fueron diseñados para la realización de todos los tipos de preparaciones en hueso tipo II y hueso tipo III, encontrándose los autores que en las preparaciones realizadas en el hueso tipo II, en ciertas secuencias de infrafresado y en ciertos diámetros de implantes, era imposible el llevar ninguno de los implantes a la profundidad deseada (1 mm infracrestal) en ninguno de los casos. Por este motivo se decidió excluir del estudio los implantes colocados en estas circunstancias, ya que se obtendrían resultados no valorables.

A continuación, se refieren los datos medios de las variables registradas en cada uno de los estudios y de cada uno de los grupos valorados, así como las tablas que recogen cada uno de los datos analizados. Están marcados con letra tipo “negrita” aquellos valores más altos en cada uno de los grupos, siempre que estos fueran mayores de 1 punto de diferencia.

Estudio I.

Como se ha referido anteriormente, en este estudio I se comparan dos diseños de implantes, el ya existente y comercializado, un diseño de implante cilíndrico como grupo control (implante Klockner VEGA) y un diseño de implante más cónico, evolución del implante VEGA, grupo implante Prototipo I. Las características de los implantes están descritas en el apartado material y métodos: implantes.

Los grupos estudiados se muestran en la Tabla 12 a continuación, valorándose dos tipos de implantes, en dos tipos de hueso, en preparaciones realizadas con cuatro secuencias de fresado:

Tabla 12. Grupo control y grupo de test, diferentes tipos de hueso y técnicas quirúrgicas

| Implantes Estudio I | | Tipos Hueso | Técnicas quirúrgicas |
|---------------------|-------------|-------------|-------------------------|
| Grupo Control | VEGA | | I-II |
| Grupo Test | Prototipo I | III-IV | Normofresado sin perfil |
| | | | Infrafresado con perfil |
| | | | Infrafresado sin perfil |

En la valoración de implantes **diámetro de 3.0 mm en hueso tipo II con técnica preparación de Normofresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 1.1, fueron encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- **TI grupo control 32.1 Ncm; DS 11.5; IC 3.6.**
- TI grupo Prototipo I 30.7 Ncm; DS 11.6; IC 1.4.
- ISQ A grupo control 80.7; DS 4.6; IC 1.4.
- **ISQ A grupo Prototipo I 83.1; DS 3.2; IC 1.0.**
- ISQ B grupo control 79.7; DS 5.0; IC 1.5.
- **ISQ B grupo Prototipo I 82.4; DS 2.9; IC 0.9.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 80.2; DS 4.7; IC 1.4.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo I 82.7; DS 3.0; IC 0.9.**
- **Sensación clínica de inserción:** 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.5 mm en hueso tipo II con técnica preparación de Normofresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 1.2, fueron encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 17.3 Ncm; DS 6.1; IC 1.9.
- **TI grupo Prototipo I 24.8 Ncm; DS 5.1; IC 5.1.**
- ISQ A grupo control 66.2; DS 7.9; IC 2.4.
- ISQ A grupo Prototipo I 66.1; DS 3.7; IC 1.2.
- ISQ B grupo control 62.8; DS 9.0; IC 2.8.
- **ISQ B grupo Prototipo I 65.0; DS 3.6; IC 1.1.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 64.5; DS 8.2; IC 2.6.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo I 65.6; DS 3.5; IC 1.1.**
- **Sensación clínica de inserción:** 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 1.3, fueron encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- **TI grupo control 30.1 Ncm; DS 16.3; IC 5.1.**
- TI grupo Prototipo I 22.2 Ncm; DS 8.2; IC 2.6.
- ISQ A grupo control 71.6; DS 7.8; IC 2.4.
- ISQ A grupo Prototipo I 71.2; DS 7.0; IC 2.2.
- ISQ B grupo control 71.3; DS 8.0; IC 2.5.
- ISQ B grupo Prototipo I 71.9; DS 5.4; IC 1.7.
- ISQ Medio (A + B) grupo control 71.4; DS 7.8; IC 2.4.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo I 71.5; DS 6.1; IC 1.9.
- **Sensación clínica de inserción:** 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infracresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 1.4, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 22.0 Ncm; DS 10.8; IC 3.3.
- **TI grupo Prototipo I 29.4 Ncm; DS 11.5; IC 3.6.**
- ISQ A grupo control 69.3; DS 8.5; IC 2.6.
- ISQ A grupo Prototipo I 70.3; DS 7.0; IC 2.2.
- ISQ B grupo control 69.1; DS 7.7; IC 2.4.
- **ISQ B grupo Prototipo I 70.9; DS 7.5; IC 2.3.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 69.2; DS 8.0; IC 2.5.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo I 70.6; DS 7.1; IC 2.2.**
- **Sensación clínica de inserción:** 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.0 mm en hueso tipo II con técnica preparación de Normofresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 1.5, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 27.5 Ncm; DS 11.9; IC 3.7.
- **TI grupo Prototipo I 63.9 Ncm; DS 7.2; IC 2.2.**
- ISQ A grupo control 78.3; DS 3.0; IC 0.9.
- ISQ A grupo Prototipo I 78.0; DS 3.2; IC 1.0.
- **ISQ B grupo control 77.1; DS 4.3; IC 1.3.**
- ISQ B grupo Prototipo I 75.8; DS 3.8; IC 1.2.
- ISQ Medio (A + B) grupo control 77.5; DS 6.4; IC 2.0.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo I 76.9; DS 3.0; IC 0.9.
- **Sensación clínica de inserción:** 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.0 mm en hueso tipo II con técnica preparación de Infracresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 1.6, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 37.8 Ncm; DS 21.9; IC 6.8.
- **TI grupo Prototipo I 56.7 Ncm; DS 12.1; IC 3.7.**
- ISQ A grupo control 75.7; DS 5.3; IC 1.6.
- **ISQ A grupo Prototipo I 79.1; DS 5.3; IC 1.6.**
- ISQ B grupo control 74.8; DS 3.9; IC 1.2.
- **ISQ B grupo Prototipo I 78.5; DS 4.5; IC 1.4.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 77.5; DS 6.4; IC 2.0.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo I 78.8; DS 4.6; IC 1.4.**
- **Sensación clínica de inserción:** 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 1.7, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- Tl grupo control 17.9 Ncm; DS 10.8; IC 3.3.
- **Tl grupo Prototipo I 21.3 Ncm; DS 11.2; IC 3.5.**
- ISQ A grupo control 64.4; DS 11.1; IC 3.5.
- **ISQ A grupo Prototipo I 66.4; DS 8.3; IC 2.6.**
- ISQ B grupo control 65.1; DS 10.5; IC 3.3.
- **ISQ B grupo Prototipo I 66.8; DS 8.0; IC 2.5.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 64.8; DS 10.7; IC 3.3.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo I 66.6; DS 7.9; IC 2.4.**
- **Sensación clínica de inserción:** 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infracresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 1.8, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- Tl grupo control 34.5 Ncm; DS 12.3; IC 3.8.
- **Tl grupo Prototipo I 38.6 Ncm; DS 15.0; IC 4.6.**
- **ISQ A grupo control 77.1; DS 6.6; IC 2.0.**
- ISQ A grupo Prototipo I 75.1; DS 4.7; IC 1.5.
- **ISQ B grupo control 77.8; DS 6.3; IC 2.0.**
- ISQ B grupo Prototipo I 74.7; DS 4.4; IC 1.4.
- **ISQ Medio (A + B) grupo control 77.5; DS 6.4; IC 2.0.**
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo I 74.9; DS 4.3; IC 1.3.
- **Sensación clínica de inserción:** 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.5 mm en hueso tipo II con técnica preparación de Normofresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 1.9, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- Tl grupo control 38.3 Ncm; DS 25.9; IC 8.0.
- **Tl grupo Prototipo I 49.2 Ncm; DS 25.6; IC 7.9.**
- ISQ A grupo control 74.8; DS 4.9; IC 1.5.
- **ISQ A grupo Prototipo I 77.0; DS 7.2; IC 2.2.**
- ISQ B grupo control 72.2; DS 5.7; IC 1.8.
- **ISQ B grupo Prototipo I 74.2; DS 7.9; IC 2.5.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 73.5; DS 5.2; IC 1.6.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo I 75.6; DS 7.4; IC 2.3.**
- **Sensación clínica de inserción:** 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.5 mm en hueso tipo II con técnica preparación de Infracresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 1.10, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- **Tl grupo control 80.0 Ncm; DS 5.7; IC 1.8.**
- Tl grupo Prototipo I 75.7 Ncm; DS 5.8; IC 1.8.
- ISQ A grupo control 84.4; DS 3.1; IC 1.0.
- ISQ A grupo Prototipo I 83.9; DS 3.6; IC 1.1.
- ISQ B grupo control 83.3; DS 2.8; IC 0.9.

- ISQ B grupo Prototipo I 82.3; DS 3.8; IC 1.2.
- ISQ Medio (A + B) grupo control 83.9; DS 2.8; IC 0.9.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo I 83.1; DS 3.5; IC 1.1.
- **Sensación clínica de inserción:** 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 1.11, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- **Tl grupo control 39.9 Ncm; DS 15.6; IC 4.8.**
- Tl grupo Prototipo I 30.0 Ncm; DS 16.3; IC 5.1.
- **ISQ A grupo control 73.5; DS 8.7; IC 2.7.**
- ISQ A grupo Prototipo I 69.3; DS 10.2; IC 3.2.
- **ISQ B grupo control 73.6; DS 8.0; IC 2.5.**
- ISQ B grupo Prototipo I 68.5; DS 10.9; IC 3.4.
- **ISQ Medio (A + B) grupo control 73.5; DS 8.2; IC 2.5.**
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo I 68.9; DS 10.3; IC 3.2.
- **Sensación clínica de inserción:** 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infrafresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 1.12, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- **Tl grupo control 43.9 Ncm; DS 19.4; IC 6.0.**
- Tl grupo Prototipo I 39.1 Ncm; DS 17.3; IC 5.4.
- **ISQ A grupo control 75.4; DS 5.5; IC 1.7.**
- ISQ A grupo Prototipo I 69.9; DS 5.3; IC 1.6.
- **ISQ B grupo control 75.6; DS 5.1; IC 1.6.**
- ISQ B grupo Prototipo I 70.1; DS 5.4; IC 1.7.
- **ISQ Medio (A + B) grupo control 75.5; DS 5.2; IC 1.6.**
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo I 70.0; DS 4.9; IC 1.5.
- **Sensación clínica de inserción:** 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

Tabla 1.1. Control VS Prototipo I – 3.0 mm – Hueso Tipo II – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 32,1 | 80,7 | 79,7 | 80,2 | Media | 30,7 | 83,1 | 82,4 | 82,7 |
| DS | 11,5 | 4,6 | 5,0 | 4,7 | DP | 11,6 | 3,2 | 2,9 | 3,0 |
| IC | 3,6 | 1,4 | 1,5 | 1,4 | IC | 3,6 | 1,0 | 0,9 | 0,9 |
| Mediana | 30 | 80,5 | 80 | 80,75 | Mediana | 28 | 84 | 83 | 83,5 |

Pie de tabla 1.1. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.2. Control VS Prototipo I – 3.5 mm – Hueso Tipo II – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 17,3 | 66,2 | 62,8 | 64,5 | Media | 24,8 | 66,1 | 65,0 | 65,6 |
| DS | 6,1 | 7,9 | 9,0 | 8,2 | DP | 16,5 | 3,7 | 3,6 | 3,5 |
| IC | 1,9 | 2,4 | 2,8 | 2,6 | IC | 5,1 | 1,2 | 1,1 | 1,1 |
| Mediana | 15,5 | 67 | 63 | 64,75 | Mediana | 17 | 66 | 65 | 65,5 |

Pie de tabla 1.2. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.3. Control VS Prototipo I – 3.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 30,1 | 71,6 | 71,3 | 71,4 | Media | 22,2 | 71,2 | 71,9 | 71,5 |
| DS | 16,3 | 7,8 | 8,0 | 7,8 | DP | 8,2 | 7,0 | 5,4 | 6,1 |
| IC | 5,1 | 2,4 | 2,5 | 2,4 | IC | 2,6 | 2,2 | 1,7 | 1,9 |
| Mediana | 30 | 74,5 | 74 | 74,5 | Mediana | 21,5 | 72,5 | 72,5 | 72,5 |

Pie de tabla 1.3. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.4. Control VS Prototipo I – 3.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 22,0 | 69,3 | 69,1 | 69,2 | Media | 29,4 | 70,3 | 70,9 | 70,6 |
| DS | 10,8 | 8,5 | 7,7 | 8,0 | DP | 11,5 | 7,0 | 7,5 | 7,1 |
| IC | 3,3 | 2,6 | 2,4 | 2,5 | IC | 3,6 | 2,2 | 2,3 | 2,2 |
| Mediana | 18 | 71 | 72,5 | 71,5 | Mediana | 33,5 | 74 | 74,5 | 74,25 |

Pie de tabla 1.4. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.5. Control VS Prototipo I – 4.0 mm – Hueso Tipo II – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 27,5 | 78,3 | 77,1 | 77,5 | Media | 63,9 | 78,0 | 75,8 | 76,9 |
| DS | 11,9 | 3,0 | 4,3 | 6,4 | DP | 7,2 | 3,2 | 3,8 | 3,0 |
| IC | 3,7 | 0,9 | 1,3 | 2,0 | IC | 2,2 | 1,0 | 1,2 | 0,9 |
| Mediana | 22,5 | 79 | 77 | 80,25 | Mediana | 63 | 78 | 76 | 77,25 |

Pie de tabla 1.5. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.6. Control VS Prototipo I – 4.0 mm – Hueso Tipo II – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 37,8 | 75,7 | 74,8 | 77,5 | Media | 56,7 | 79,1 | 78,5 | 78,8 |
| DS | 21,9 | 5,3 | 3,9 | 6,4 | DP | 12,1 | 5,3 | 4,5 | 4,6 |
| IC | 6,8 | 1,6 | 1,2 | 2,0 | IC | 3,7 | 1,6 | 1,4 | 1,4 |
| Mediana | 29 | 76 | 75 | 80,25 | Mediana | 58 | 80,5 | 80 | 80,25 |

Pie de tabla 1.6. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.7. Control VS Prototipo I – 4.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 17,9 | 64,4 | 65,1 | 64,8 | Media | 21,3 | 66,4 | 66,8 | 66,6 |
| DS | 10,8 | 11,1 | 10,5 | 10,7 | DP | 11,2 | 8,3 | 8,0 | 7,9 |
| IC | 3,3 | 3,5 | 3,3 | 3,3 | IC | 3,5 | 2,6 | 2,5 | 2,4 |
| Mediana | 12 | 64 | 65,5 | 64,5 | Mediana | 17 | 67 | 69 | 67,75 |

Pie de tabla 1.7. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.8. Control VS Prototipo I – 4.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 34,5 | 77,1 | 77,8 | 77,5 | Media | 38,6 | 75,1 | 74,7 | 74,9 |
| DS | 12,3 | 6,6 | 6,3 | 6,4 | DP | 15,0 | 4,7 | 4,4 | 4,3 |
| IC | 3,8 | 2,0 | 2,0 | 2,0 | IC | 4,6 | 1,5 | 1,4 | 1,3 |
| Mediana | 32 | 80 | 80 | 80,25 | Mediana | 39 | 76 | 76 | 76 |

Pie de tabla 1.8. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.9. Control VS Prototipo I – 4.5 mm – Hueso Tipo II – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 38,3 | 74,8 | 72,2 | 73,5 | Media | 49,2 | 77,0 | 74,2 | 75,6 |
| DS | 25,9 | 4,9 | 5,7 | 5,2 | DP | 25,6 | 7,2 | 7,9 | 7,4 |
| IC | 8,0 | 1,5 | 1,8 | 1,6 | IC | 7,9 | 2,2 | 2,5 | 2,3 |
| Mediana | 23 | 75 | 72 | 73 | Mediana | 52,5 | 77 | 75 | 75,75 |

Pie de tabla 1.9. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.10. Control VS Prototipo I – 4.5 mm – Hueso Tipo II – INFRA con fresa de perfil)

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 80,0 | 84,4 | 83,3 | 83,9 | Media | 75,7 | 83,9 | 82,3 | 83,1 |
| DS | 5,7 | 3,1 | 2,8 | 2,8 | DP | 5,8 | 3,6 | 3,8 | 3,5 |
| IC | 1,8 | 1,0 | 0,9 | 0,9 | IC | 1,8 | 1,1 | 1,2 | 1,1 |
| Mediana | 80 | 85,5 | 84 | 85 | Mediana | 78 | 85 | 83 | 84,25 |

Pie de tabla 1.10. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.11. Control VS Prototipo I – 4.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 39,9 | 73,5 | 73,6 | 73,5 | Media | 30,0 | 69,3 | 68,5 | 68,9 |
| DS | 15,6 | 8,7 | 8,0 | 8,2 | DP | 16,3 | 10,2 | 10,9 | 10,3 |
| IC | 4,8 | 2,7 | 2,5 | 2,5 | IC | 5,1 | 3,2 | 3,4 | 3,2 |
| Mediana | 41,5 | 75,5 | 74,5 | 75 | Mediana | 29 | 71 | 70 | 71,75 |

Pie de tabla 1.11. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.12. Control VS Prototipo I – 4.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 43,9 | 75,4 | 75,6 | 75,5 | Media | 39,1 | 69,9 | 70,1 | 70,0 |
| DS | 19,4 | 5,5 | 5,1 | 5,2 | DP | 17,3 | 5,3 | 5,4 | 4,9 |
| IC | 6,0 | 1,7 | 1,6 | 1,6 | IC | 5,4 | 1,6 | 1,7 | 1,5 |
| Mediana | 40 | 75,5 | 76 | 75,5 | Mediana | 35 | 70 | 71 | 70,5 |

Pie de tabla 1.12. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Análisis estadístico

Se analizaron todos los datos, realizando primero un test de distribución normal, seguidamente se analizó si se trataba de una distribución normal o no y, posteriormente se aplicó el test idóneo para cada caso siguiendo el siguiente esquema.



Ilustración 40. Esquema del desarrollo estadístico seguido para determinar diferencias estadísticamente significativas

A continuación, se presenta una tabla con los resultados. En la columna de TI y valor ISQ se especifica si existen diferencias estadísticamente significativas entre los implantes control e implante Prototipo I.

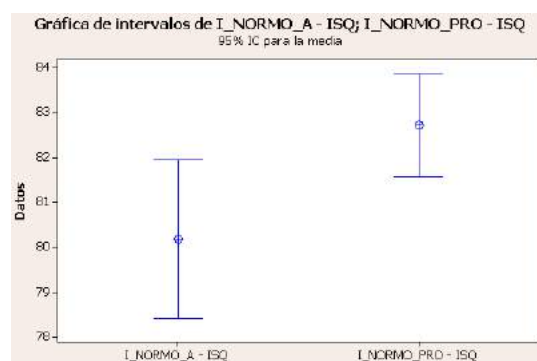
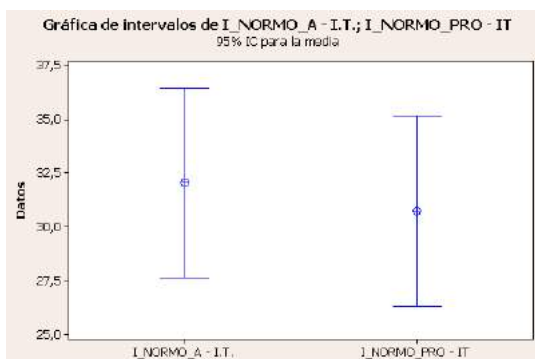
- “=” significa que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas.
- “≠” significa que se encontraron diferencias estadísticamente significativas.
- P↑ significa que el implante Prototipo I presentaba un valor más elevado que el implante control.
- P↓ significa que el implante Prototipo I presentaba un valor menos elevado que el implante control.

Tabla 13. Resultados del estudio I

| Análisis por grupos | DIÁMETRO (mm) | TIPO HUESO | NORMO / INFRA | C / S | DISTRIBUCIÓN | IT | DISTRIBUCIÓN | ISQ |
|---------------------|---------------|------------|---------------|-------|--------------|--------|--------------|--------|
| 1.1 | 3.0 mm | II | NORMO | C | NO NORMAL | = | NO NORMAL | ≠ (P↑) |
| 1.2 | 3.5 mm | II | NORMO | C | NO NORMAL | = | NO NORMAL | = |
| 1.3 | | III | NORMO | C | NORMAL | ≠ (P↓) | NO NORMAL | = |
| 1.4 | | III | INFRA | C | NO NORMAL | ≠ (P↑) | NO NORMAL | = |
| 1.5 | 4.0 mm | II | NORMO | C | NO NORMAL | ≠ (P↑) | NO NORMAL | ≠ (P↓) |
| 1.6 | | II | INFRA | C | NO NORMAL | ≠ (P↑) | NO NORMAL | = |
| 1.7 | | III | NORMO | C | NO NORMAL | = | NORMAL | = |
| 1.8 | | III | INFRA | C | NORMAL | = | NO NORMAL | ≠ (P↓) |
| 1.9 | 4.5 mm | II | NORMO | C | NO NORMAL | = | NO NORMAL | = |
| 1.10 | | II | INFRA | C | NO NORMAL | ≠ (P↓) | NO NORMAL | = |
| 1.11 | | III | NORMO | C | NORMAL | ≠ (P↓) | NORMAL | = |
| 1.12 | | III | INFRA | C | NO NORMAL | = | NORMAL | ≠ (P↓) |

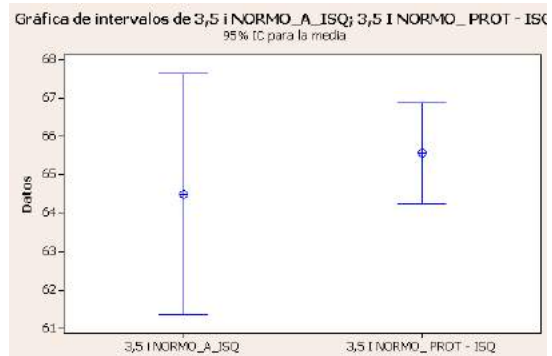
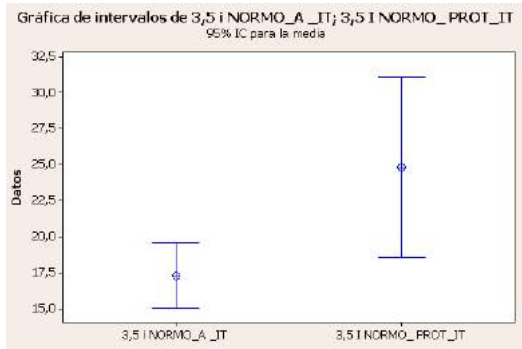
Análisis por grupos

1.1. Implante 3 mm de diámetro/Hueso tipo II - normofresado (NORMO) con fresa de perfil (C)



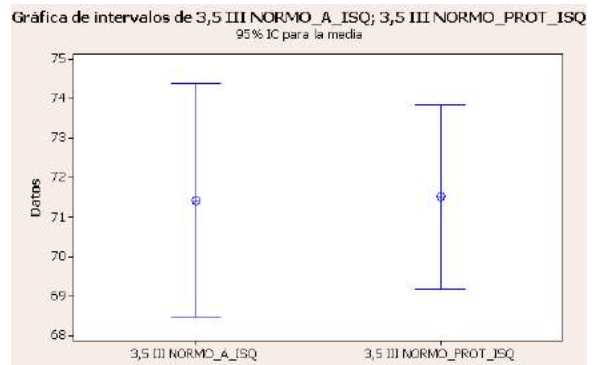
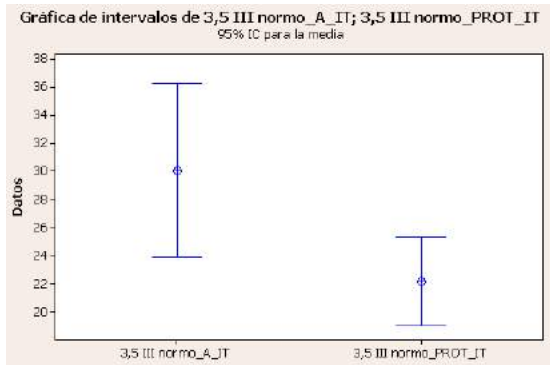
No se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI, pero sí que se encontraron en cuanto al valor ISQ. Además, el implante prototipo I tiene un valor ISQ mayor que el implante control.

1.2. Implante 3.5 mm de diámetro/Hueso tipo II - normofresado (NORMO) con fresa de perfil (C)



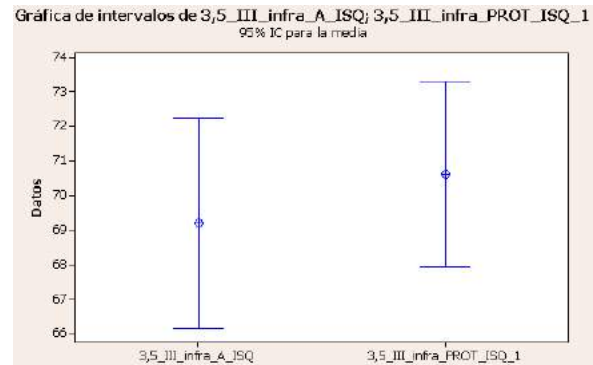
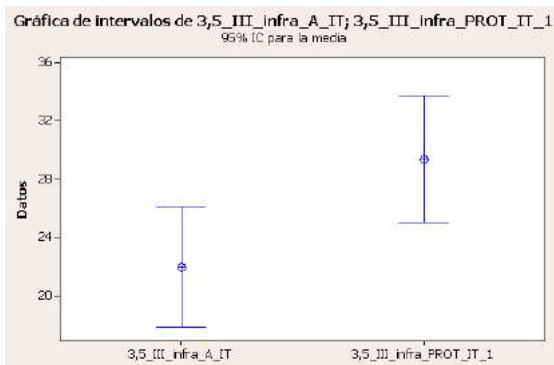
No se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI ni tampoco en cuanto al valor ISQ.

1.3. Implante 3.5 mm de diámetro/Hueso tipo II - normofresado (NORMO) con fresa de perfil (C)



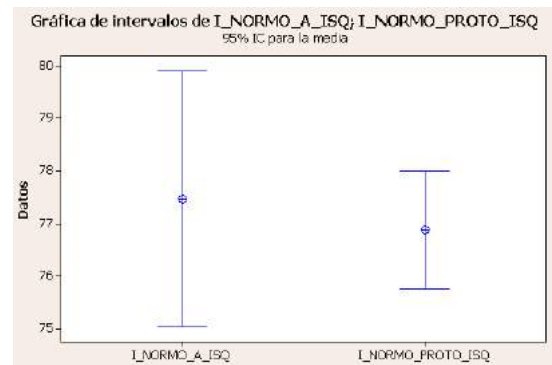
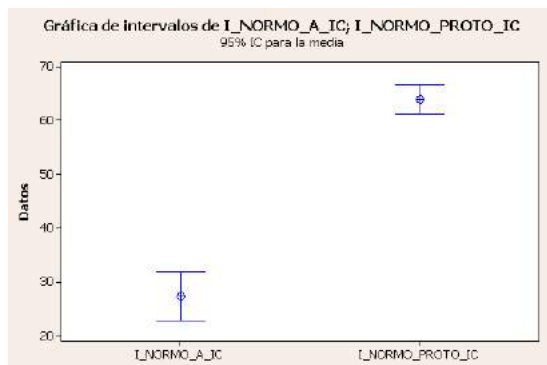
Se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI, pero no se encontraron diferencias significativas en cuanto al valor ISQ. El implante prototipo I presentaba un TI menor que el implante control.

1.4. Implante 3.5 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) con fresa de perfil (C)



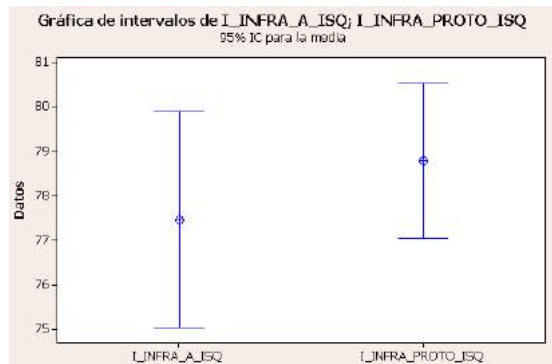
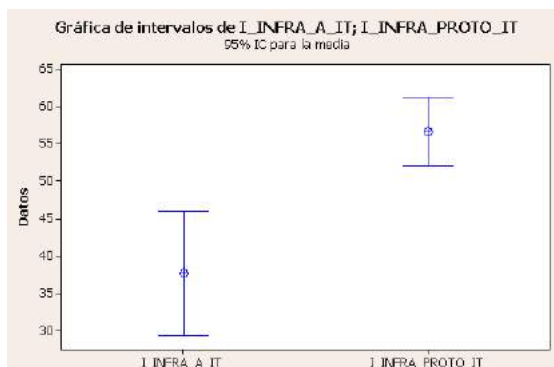
Se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI, pero no se encontraron diferencias significativas en cuanto al valor ISQ.

1.5. Implante 4 mm de diámetro/Hueso tipo II - normofresado (NORMO) con fresa de perfil (C)



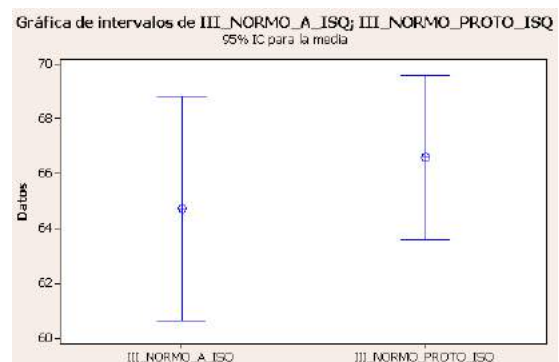
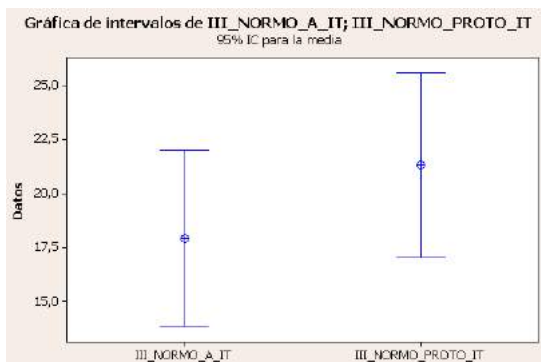
Se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI y en cuanto al valor ISQ. El implante prototipo I presentaba un TI mayor que el implante control.

1.6. Implante 4 mm de diámetro/Hueso tipo II - infrafresado (INFRA) con fresa de perfil (C)



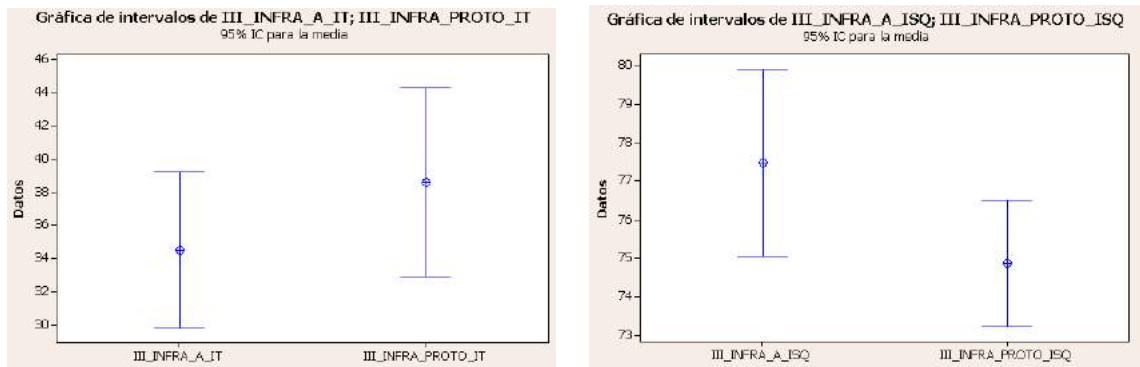
Se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI, pero no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto al valor ISQ. El implante prototipo I presentaba un TI mayor que el implante control.

1.7. Implante 4 mm de diámetro/Hueso tipo III - normofresado (NORMO) con fresa de perfil (C)



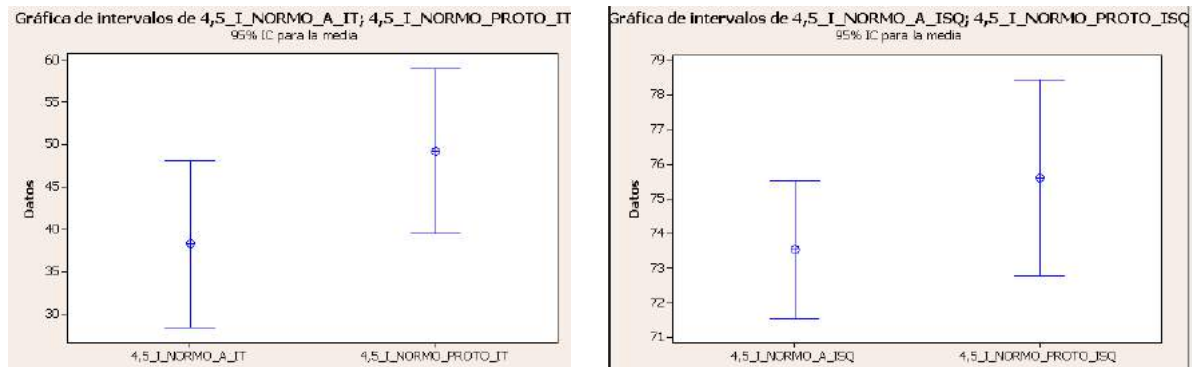
No se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI ni en cuanto al valor ISQ.

1.8. Implante 4 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) con fresa de perfil (C)



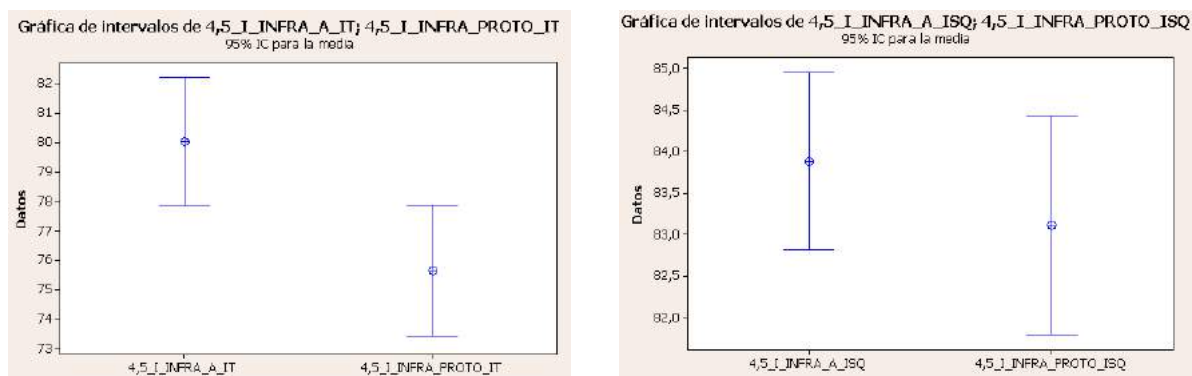
No se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI, pero sí que se encontraron diferencias significativas en cuanto al valor ISQ. El implante prototipo I presentaba un valor ISQ menor que el implante control.

1.9. Implante 4.5 mm de diámetro/Hueso tipo II – normofresado (NORMO) con fresa de perfil (C)



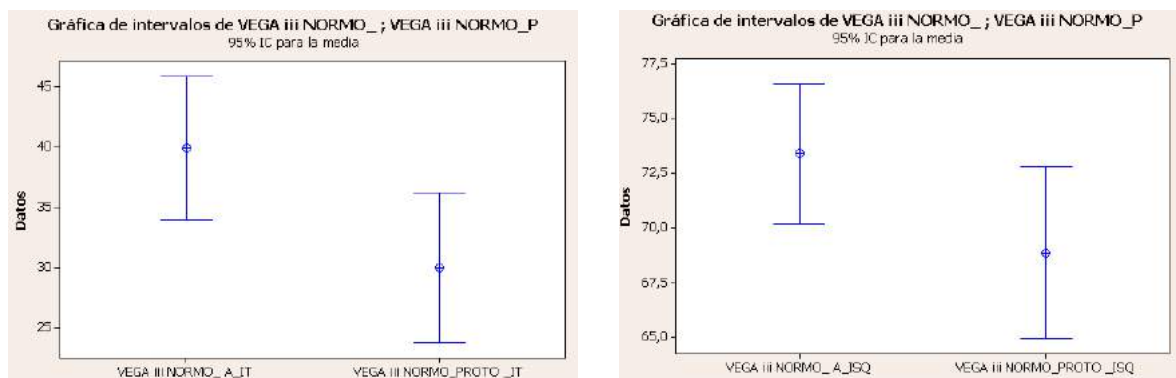
No se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI ni en cuanto al valor ISQ.

1.10. Implante 4.5 mm de diámetro/Hueso tipo II - infrafresado (INFRA) con fresa de perfil (C)



Se observaron diferencias significativas en cuanto a TI, pero no se observaron diferencias estadísticamente significativas en cuanto al valor ISQ. El implante prototipo I presentaba un TI menor que el implante control.

1.11. Implante 4.5 mm diámetro/Hueso tipo III - normofresado (NORMO) con fresa de perfil

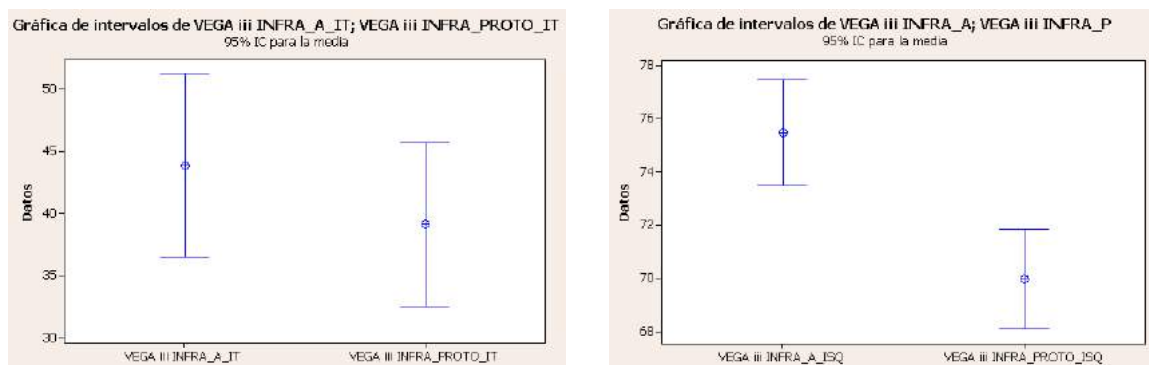


(C)

Se observaron diferencias significativas en cuanto a TI, pero no se observaron diferencias estadísticamente significativas en cuanto al valor ISQ. El implante prototipo I presentaba un TI menor que el implante control.

1.12. Implante 4.5 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) con fresa de perfil

(C)



No se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI, pero sí se encontraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto al valor ISQ. El implante prototipo I presentaba un valor ISQ menor que el implante control.

A modo de resumen se puede decir en función de los implantes estudiados y agrupados por diámetro, lo siguiente:

Implantes de diámetro 3 mm:

- En cuanto al parámetro TI, en los implantes de diámetro 3 mm, el implante control y el implante prototipo I no presentan diferencias significativas y en cuanto al parámetro valor ISQ, el implante prototipo I tiene un valor mayor que el implante control.

Implantes de diámetro 3.5 mm:

- En el hueso de tipo II no hay diferencias significativas ni respecto al parámetro TI ni respecto al parámetro valor ISQ. Existen diferencias significativas respecto al parámetro TI en el tipo de hueso III, pero no existen diferencias significativas en cuanto al parámetro valor ISQ.

Implantes de diámetro 4 mm:

- En el estudio del hueso de tipo II, existen diferencias significativas respecto al parámetro TI (el prototipo presenta un valor mayor), pero no existen diferencias significativas respecto al parámetro valor ISQ en los implantes infrafresados, pero si existen diferencias en cuanto a los implantes normofresados. En el estudio con el hueso de tipo III no existen diferencias significativas respecto al parámetro TI, pero sí que existen diferencias significativas respecto al parámetro valor ISQ utilizando el infrafresado (el prototipo presenta un valor menor).

Implantes de diámetro 4.5 mm:

- El parámetro TI no presenta diferencias significativas en hueso tipo II normofresado ni en hueso tipo III infrafresado, pero sí que presenta diferencias significativas en hueso tipo II infrafresado y en hueso tipo III normofresado (en ambos casos el prototipo tiene un TI menor). El parámetro valor ISQ solo presenta diferencias significativas con un valor ISQ menor en el prototipo I, en el caso de hueso tipo III, infrafresado.

Como se puede observar tanto en los resultados como tras el análisis estadístico, el implante prototipo I no presenta una diferencia sustancial en cuanto a la mejora de la estabilidad del implante tras su inserción en el lecho óseo, motivo de su creación. Es por este hecho que se sugieren una serie de modificaciones que dan lugar a la creación de nuevos prototipos de implantes objeto de valoración en el estudio II.

Conclusión

El implante prototipo I, como se puede observar en los resultados y en el análisis estadístico que se presenta más adelante, no mostró un incremento en la estabilidad primaria por ninguno de los sistemas de registro, frente al implante control, por el contrario, demostró una buena sensación clínica de Inserción. Por este motivo se plantearon una serie de modificaciones a aplicar:

- construir dos líneas de prototipos: - autocompactantes (tienden a condensar el hueso a su entrada en el lecho del implante) y autorroscantes;
- ampliar el núcleo del implante en su parte más coronal;
- ápice del implante más estrecho: de esta forma se consigue aumentar la conicidad del núcleo;
- espiras más afiladas y profundas;
- incorporar surcos verticales o autocondensantes o autorroscantes.

Estudio II.

Como se ha referido anteriormente, en este estudio II se comparan seis diseños de implantes, el ya existente y comercializado, un diseño de implante cilíndrico como grupo control (implante Klockner VEGA) y cinco propuestas de diseño de implante más cónico, evolución del implante VEGA, grupos Prototipo II, Prototipo III, Prototipo IV, Prototipo V, Prototipo VI. Las características de los implantes están descritas en el apartado material y métodos: implantes.

Los grupos estudiados se muestran en la Tabla 14 a continuación, valorándose seis diseños de implantes, en dos tipos de hueso, en preparaciones realizadas con cuatro secuencias de fresado:

Tabla 14. Grupo control y grupo test, diferentes tipos de hueso y técnicas quirúrgicas

| Implantes Estudio II | | Tipos Hueso | Técnicas quirúrgicas |
|----------------------|---------------|-------------|-------------------------|
| Grupo Control | VEGA | | I-II |
| Grupos Test | Prototipo II | III-IV | |
| | Prototipo III | | Infrafresado con perfil |
| | Prototipo IV | | Infrafresado sin perfil |
| | Prototipo V | | |
| | Prototipo VI | | |

En la valoración de implantes **diámetro de 3.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 2.1, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- **TI grupo control 28.7 Ncm; DS 14.9; IC 4.6.**
- TI grupo Prototipo II 27.9 Ncm; DS 13.5; IC 4.2.
- TI grupo Prototipo III 26.7 Ncm; DS 16.9; IC 5.2.
- TI grupo Prototipo IV 25.8 Ncm; DS 14.2; IC 4.4.
- TI grupo Prototipo V 23.2 Ncm; DS 11.8; IC 3.7.
- TI grupo Prototipo VI 22.3 Ncm; DS 12.7; IC 3.9.
- ISQ A grupo control 71.4; DS 10.0; IC 3.1.
- **ISQ A grupo Prototipo II 75.1; DS 5.2; IC 1.6.**
- ISQ A grupo Prototipo III 74.3; DS 4.9; IC 1.5.
- ISQ A grupo Prototipo IV 74.8; DS 5.7; IC 1.8.
- ISQ A grupo Prototipo V 72.3; DS 7.3; IC 2.3.
- ISQ A grupo Prototipo VI 72.0; DS 7.6; IC 2.4.
- ISQ B grupo control 72.4; DS 8.1; IC 2.5.
- **ISQ B grupo Prototipo II 75.7; DS 4.8; IC 1.5.**
- ISQ B grupo Prototipo III 75.0; DS 4.7; IC 1.5.
- ISQ B grupo Prototipo IV 74.9; DS 5.6; IC 1.7.
- ISQ B grupo Prototipo V 72.0; DS 6.7; IC 2.1.
- ISQ B grupo Prototipo VI 70.8; DS 8.3; IC 2.6.
- ISQ Medio (A + B) grupo control 71.9; DS 8.9; IC 2.8.

- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo II 75.4; DS 4.9; IC 1.5.**
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo III 74.6; DS 4.7; IC 1.5.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo IV 74.8; DS 5.5; IC 1.7.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo V 72.1; DS 6.9; IC 2.1.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VI 71.4; DS 7.8; IC 2.4.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control: 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo II: 90% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo III: 95% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo IV: 87.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo V: 87.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo VI: 85% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado sin fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 2.2, fueron encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- Tl grupo control 27.2 Ncm; DS 16.7; IC 5.2.
- Tl grupo Prototipo II 29.8 Ncm; DS 16.5; IC 5.1.
- Tl grupo Prototipo III 26.9 Ncm; DS 14.5; IC 4.5.
- Tl grupo Prototipo IV 29.7 Ncm; DS 12.0; IC 3.7.
- Tl grupo Prototipo V 30.4 Ncm; DS 17.8; IC 5.5.
- **Tl grupo Prototipo VI 35.1 Ncm; DS 22.6; IC 7.0.**
- ISQ A grupo control 77.2; DS 6.1; IC 1.9.
- ISQ A grupo Prototipo II 76.2; DS 6.2; IC 1.9.
- ISQ A grupo Prototipo III 77.2; DS 4.8; IC 1.5.
- **ISQ A grupo Prototipo IV 78.0; DS 3.5; IC 1.1.**
- ISQ A grupo Prototipo V 77.3; DS 5.4; IC 1.7.
- ISQ A grupo Prototipo VI 75.3; DS 7.3; IC 2.3.
- ISQ B grupo control 77.6; DS 6.7; IC 2.1.
- ISQ B grupo Prototipo II 76.8; DS 6.6; IC 2.1.
- ISQ B grupo Prototipo III 78.5; DS 3.8; IC 1.2.
- **ISQ B grupo Prototipo IV 79.3; DS 3.4; IC 1.1.**
- ISQ B grupo Prototipo V 78.8; DS 4.8; IC 1.5.
- ISQ B grupo Prototipo VI 75.2; DS 7.7; IC 2.4.
- ISQ Medio (A + B) grupo control 77.4; DS 6.3; IC 1.9.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo II 76.5; DS 6.3; IC 2.0.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo III 77.8; DS 4.1; IC 1.3.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo IV 78.6; DS 3.1; IC 0.9.**
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo V 78.0; DS 5.0; IC 1.5.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VI 75.2; DS 7.2; IC 2.2.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control: 82.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo II: 85% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo III: 87.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo IV: 87,5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo V: 82,5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo VI: 82.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infrafresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 2.3, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- **TI grupo control 34.7 Ncm; DS 15.4; IC 4.8.**
- TI grupo Prototipo II 33.8 Ncm; DS 14.3; IC 4.4.
- TI grupo Prototipo III 32.6 Ncm; DS 14.5; IC 4.5.
- TI grupo Prototipo IV 35.6 Ncm; DS 21.2; IC 6.6.
- TI grupo Prototipo V 33.2 Ncm; DS 21.2; IC 6.6.
- TI grupo Prototipo VI 33.5 Ncm; DS 17.4; IC 5.4.
- ISQ A grupo control 75.0; DS 5.7; IC 1.8.
- **ISQ A grupo Prototipo II 76.9; DS 4.2; IC 1.3.**
- ISQ A grupo Prototipo III 76.9; DS 5.1; IC 1.6.
- ISQ A grupo Prototipo IV 76.6; DS 7.4; IC 2.3.
- ISQ A grupo Prototipo V 76.0; DS 6.2; IC 1.9.
- ISQ A grupo Prototipo VI 75.6; DS 5.4; IC 1.7.
- ISQ B grupo control 75.5; DS 5.2; IC 1.6.
- ISQ B grupo Prototipo II 77.0; DS 3.3; IC 1.0.
- **ISQ B grupo Prototipo III 77.4; DS 5.4; IC 1.7.**
- ISQ B grupo Prototipo IV 76.9; DS 7.0; IC 2.2.
- ISQ B grupo Prototipo V 76.3; DS 6.8; IC 2.1.
- ISQ B grupo Prototipo VI 75.9; DS 5.1; IC 1.6.
- ISQ Medio (A + B) grupo control 75.2; DS 5.3; IC 1.6.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo II 76.9; DS 3.6; IC 1.1.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo III 77.1; DS 5.1; IC 1.6.**
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo IV 76.7; DS 7.1; IC 2.2.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo V 76.1; DS 6.4; IC 2.0.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VI 75.7; DS 5.2; IC 1.6.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control: 92.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo II: 87.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo III: 85% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo IV: 80% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo V: 70% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo VI: 70% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infrafresado sin fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 2.4, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- **TI grupo control 55.2 Ncm; DS 25.7; IC 8.0.**
- TI grupo Prototipo II 47.7 Ncm; DS 18.3; IC 5.7.
- TI grupo Prototipo III 46.8 Ncm; DS 17.2; IC 5.3.
- TI grupo Prototipo IV 48.6 Ncm; DS 14.9; IC 4.6.
- TI grupo Prototipo V 43.4 Ncm; DS 14.0; IC 4.3.
- TI grupo Prototipo VI 46.2 Ncm; DS 15.7; IC 4.9.
- **ISQ A grupo control 76.2; DS 7.5; IC 2.3.**
- ISQ A grupo Prototipo II 74.9; DS 8.3; IC 2.6.

- ISQ A grupo Prototipo III 72.9; DS 10.6; IC 3.3.
- ISQ A grupo Prototipo IV 75.7; DS 7.9; IC 2.4.
- ISQ A grupo Prototipo V 75.6; DS 7.6; IC 2.4.
- ISQ A grupo Prototipo VI 74.9; DS 8.8; IC 2.7.
- ISQ B grupo control 75.6; DS 8.8; IC 2.7.
- ISQ B grupo Prototipo II 74.4; DS 10.1; IC 3.1.
- ISQ B grupo Prototipo III 74.2; DS 9.6; IC 3.0.
- ISQ B grupo Prototipo IV 75.6; DS 8.1; IC 2.5.
- **ISQ B grupo Prototipo V 75.7; DS 9.0; IC 2.8.**
- ISQ B grupo Prototipo VI 75.3; DS 7.7; IC 2.4.
- **ISQ Medio (A + B) grupo control 75.9; DS 8.1; IC 2.5.**
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo II 74.7; DS 8.7; IC 2.7.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo III 73.5; DS 10.0; IC 3.1.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo IV 75.6; DS 7.8; IC 2.4.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo V 75.7; DS 8.2; IC 2.5.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VI 75.1; DS 7.7; IC 2.4.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control: 80% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo II: 77.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo III: 90% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo IV: 90% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo V: 88.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo VI: 67.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 2.5, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- **Tl grupo control 37.8 Ncm; DS 20.4; IC 6.5.**
- Tl grupo Prototipo II 36.7 Ncm; DS 19.7; IC 6.1.
- Tl grupo Prototipo III 30.2 Ncm; DS 13.5; IC 4.2.
- **Tl grupo Prototipo IV 37.8 Ncm; DS 17.9; IC 5.6.**
- Tl grupo Prototipo V 35.6 Ncm; DS 15.7; IC 4.9.
- Tl grupo Prototipo VI 34.4 Ncm; DS 17.8; IC 5.6.
- ISQ A grupo control 73.7; DS 7.2; IC 2.3.
- ISQ A grupo Prototipo II 76.2; DS 6.4; IC 2.0.
- ISQ A grupo Prototipo III 75.4; DS 7.7; IC 2.4.
- **ISQ A grupo Prototipo IV 78.4; DS 4.1; IC 1.3.**
- ISQ A grupo Prototipo V 76.1; DS 5.6; IC 1.8.
- ISQ A grupo Prototipo VI 75.4; DS 6.7; IC 2.1.
- ISQ B grupo control 73.9; DS 6.7; IC 2.1.
- ISQ B grupo Prototipo II 76.5; DS 6.1; IC 1.9.
- ISQ B grupo Prototipo III 74.5; DS 7.9; IC 2.4.
- **ISQ B grupo Prototipo IV 77.6; DS 3.5; IC 1.1.**
- ISQ B grupo Prototipo V 75.3; DS 5.7; IC 1.8.
- ISQ B grupo Prototipo VI 75.7; DS 6.0; IC 1.9.
- ISQ Medio (A + B) grupo control 73.8; DS 6.8; IC 2.2.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo II 76.3; DS 6.1; IC 1.9.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo III 75.0; DS 7.7; IC 2.4.

- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo IV 78.0; DS 3.7; IC 1.2.**
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo V 75.7; DS 5.4; IC 1.7.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VI 75.5; DS 6.2; IC 1.9.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control: 92.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo II: 92.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo III: 90% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo IV: 95% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo V: 95% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo VI: 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En este grupo, hubo dos implantes del grupo control, un implante del grupo prototipo V y otro implante del grupo prototipo VI que no se pudieron registrar los valores de estabilidad por desalojarse los implantes del lecho en alguno de los procedimientos, posiblemente debido a las características del hueso donde fueron preparadas las osteotomías.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado sin fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 2.6, fueron encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- Tl grupo control 43.7 Ncm; DS 16.5; IC 5.2.
- Tl grupo Prototipo II 48.7 Ncm; DS 15.8; IC 4.9.
- Tl grupo Prototipo III 50.3 Ncm; DS 15.2; IC 4.7.
- **Tl grupo Prototipo IV 50.8 Ncm; DS 14.5; IC 4.5.**
- Tl grupo Prototipo V 46.4 Ncm; DS 16.9; IC 5.3.
- Tl grupo Prototipo VI 49.5 Ncm; DS 20.5; IC 6.4.
- ISQ A grupo control 78.3; DS 3.7; IC 1.2.
- ISQ A grupo Prototipo II 79.4; DS 3.6; IC 1.1.
- **ISQ A grupo Prototipo III 79.5; DS 4.5; IC 1.4.**
- ISQ A grupo Prototipo IV 79.1; DS 6.8; IC 2.1.
- ISQ A grupo Prototipo V 77.8; DS 4.2; IC 1.3.
- ISQ A grupo Prototipo VI 77.5; DS 6.5; IC 2.0.
- ISQ B grupo control 78.7; DS 4.4; IC 1.4.
- ISQ B grupo Prototipo II 79.7; DS 4.0; IC 1.2.
- **ISQ B grupo Prototipo III 80.2; DS 3.8; IC 1.2.**
- ISQ B grupo Prototipo IV 77.8; DS 4.2; IC 1.3.
- ISQ B grupo Prototipo V 75.8; DS 11.6; IC 3.6.
- ISQ B grupo Prototipo VI 76.7; DS 7.5; IC 2.4.
- ISQ Medio (A + B) grupo control 78.5; DS 3.8; IC 1.2.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo II 79.5; DS 3.6; IC 1.1.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo III 79.9; DS 4.0; IC 1.2.**
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VI 79.1; DS 7.2; IC 2.2.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo V 76.8; DS 6.2; IC 1.9.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VI 77.3; DS 6.9; IC 2.2.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control: 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo II: 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo III: 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo IV: 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo V: 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo VI: 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infrafresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 2.7, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 34.6 Ncm; DS 16.3; IC 5.2.
- TI grupo Prototipo II 38.9 Ncm; DS 18.8; IC 5.8.
- TI grupo Prototipo III 43.2 Ncm; DS 18.9; IC 5.8.
- TI grupo Prototipo IV 47.3 Ncm; DS 16.7; IC 5.2.
- TI grupo Prototipo V 42.8 Ncm; DS 16.3; IC 5.1.
- **TI grupo Prototipo VI 51.3 Ncm; DS 18.6; IC 5.8.**
- ISQ A grupo control 73.9; DS 5.0; IC 1.6.
- ISQ A grupo Prototipo II 77.7; DS 4.8; IC 1.5.
- ISQ A grupo Prototipo III 78.3; DS 6.5; IC 2.0.
- ISQ A grupo Prototipo IV 79.3; DS 4.9; IC 1.5.
- ISQ A grupo Prototipo V 78.5; DS 4.6; IC 1.4.
- **ISQ A grupo Prototipo VI 80.0; DS 3.7; IC 1.1.**
- ISQ B grupo control 73.6; DS 6.3; IC 2.0.
- ISQ B grupo Prototipo II 77.9; DS 5.0; IC 1.5.
- ISQ B grupo Prototipo III 78.5; DS 6.7; IC 2.1.
- ISQ B grupo Prototipo IV 79.1; DS 4.9; IC 1.5.
- ISQ B grupo Prototipo V 78.0; DS 6.0; IC 1.9.
- **ISQ B grupo Prototipo VI 80.2; DS 2.2; IC 0.7.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 73.8; DS 5.4; IC 1.7.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo II 77.8; DS 4.7; IC 1.4.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo III 78.4; DS 6.3; IC 1.9.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo IV 79.2; DS 4.6; IC 1.4.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo V 78.3; DS 5.1; IC 1.6.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VI 80.1; DS 2.3; IC 0.7.**
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control: 95% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo II: 95% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo III: 95% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo IV: 92.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo V: 97.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo VI: 97.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infrafresado sin fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 2.8, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- **TI grupo control 51.7 Ncm; DS 27.3; IC 8.5.**
- TI grupo Prototipo II 48.5 Ncm; DS 26.0; IC 8.0.
- TI grupo Prototipo III 45.8 Ncm; DS 25.2; IC 7.8.
- TI grupo Prototipo IV 48.1 Ncm; DS 24.6; IC 7.6.
- TI grupo Prototipo V 46.9 Ncm; DS 21.7; IC 6.7.
- TI grupo Prototipo VI 51.5 Ncm; DS 25.2; IC 7.8.
- ISQ A grupo control 75.0; DS 8.1; IC 2.5.
- **ISQ A grupo Prototipo II 75.5; DS 7.7; IC 2.4.**

- ISQ A grupo Prototipo III 73.5; DS 8.0; IC 2.5.
- ISQ A grupo Prototipo IV 74.8; DS 7.0; IC 2.2.
- ISQ A grupo Prototipo V 74.3; DS 6.7; IC 2.1.
- ISQ A grupo Prototipo VI 75.1; DS 7.1; IC 2.2.
- ISQ B grupo control 74.9; DS 9.6; IC 3.0.
- ISQ B grupo Prototipo II 75.7; DS 7.3; IC 2.3.
- ISQ B grupo Prototipo III 74.4; DS 7.2; IC 2.2.
- **ISQ B grupo Prototipo IV 76.3; DS 7.0; IC 2.2.**
- ISQ B grupo Prototipo V 74.5; DS 6.7; IC 2.1.
- ISQ B grupo Prototipo VI 75.7; DS 7.3; IC 2.3.
- ISQ Medio (A + B) grupo control 75.0; DS 8.7; IC 2.7.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo II 75.6; DS 7.3; IC 2.3.**
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo III 73.9; DS 7.6; IC 2.3.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo IV 75.6; DS 6.8; IC 2.1.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo V 74.4; DS 6.5; IC 2.0.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VI 75.4; DS 7.1; IC 2.2.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control: 92.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo II: 92.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo III: 95% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo IV: 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo V: 90% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, grupo Prototipo VI: 95% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

Resultados

Tabla 2.1. Control VS Prototipo II, III, IV, V, VI – 3.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | | | | | |
|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|---------|------|------|------|-------|
| Media | 28,7 | 71,4 | 72,4 | 71,9 | Media | 27,9 | 75,1 | 75,7 | 75,4 | Media | 26,7 | 74,3 | 75,0 | 74,6 | Media | 25,8 | 74,8 | 74,9 | 74,8 | Media | 23,2 | 72,3 | 72,0 | 72,1 | Media | 22,3 | 72,0 | 70,8 | 71,4 |
| DS | 14,9 | 10,0 | 8,1 | 8,9 | DS | 13,5 | 5,2 | 4,8 | 4,9 | DS | 16,9 | 4,9 | 4,7 | 4,7 | DS | 14,2 | 5,7 | 5,6 | 5,5 | DS | 11,8 | 7,3 | 6,7 | 6,9 | DS | 12,7 | 7,6 | 8,3 | 7,8 |
| IC | 4,6 | 3,1 | 2,5 | 2,8 | IC | 4,2 | 1,6 | 1,5 | 1,5 | IC | 5,2 | 1,5 | 1,5 | 1,5 | IC | 4,4 | 1,8 | 1,7 | 1,7 | IC | 3,7 | 2,3 | 2,1 | 2,1 | IC | 3,9 | 2,4 | 2,6 | 2,4 |
| Mediana | 29,5 | 74,5 | 75 | 74,5 | Mediana | 26 | 76,5 | 77 | 77 | Mediana | 26 | 75 | 76 | 75,5 | Mediana | 26,5 | 76,5 | 76 | 76,5 | Mediana | 23 | 75,5 | 74,5 | 74,75 | Mediana | 22 | 76 | 74 | 74,75 |

Pie de tabla 2.1. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 2.2. Control VS Prototipo II, III, IV, V, VI – 3.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | | | | | |
|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|---------|------|------|------|------|
| Media | 27,7 | 77,2 | 77,6 | 77,4 | Media | 29,8 | 76,2 | 76,8 | 76,5 | Media | 26,9 | 77,2 | 78,5 | 77,8 | Media | 29,7 | 78,0 | 79,3 | 78,6 | Media | 30,4 | 77,3 | 78,8 | 78,0 | Media | 35,1 | 75,3 | 75,2 | 75,2 |
| DS | 16,7 | 6,1 | 6,7 | 6,3 | DS | 16,5 | 6,2 | 6,6 | 6,3 | DS | 14,5 | 4,8 | 3,8 | 4,1 | DS | 12,0 | 3,5 | 3,4 | 3,1 | DS | 17,8 | 5,4 | 4,8 | 5,0 | DS | 22,6 | 7,3 | 7,7 | 7,2 |
| IC | 5,2 | 1,9 | 2,1 | 1,9 | IC | 5,1 | 1,9 | 2,1 | 2,0 | IC | 4,5 | 1,5 | 1,2 | 1,3 | IC | 3,7 | 1,1 | 1,1 | 0,9 | IC | 5,5 | 1,7 | 1,5 | 1,5 | IC | 7,0 | 2,3 | 2,4 | 2,2 |
| Mediana | 25 | 79 | 79,5 | 79,75 | Mediana | 27 | 78 | 78 | 78,5 | Mediana | 22 | 78,5 | 79 | 79 | Mediana | 26,5 | 78,5 | 80 | 79,25 | Mediana | 25,5 | 78,5 | 80 | 79,25 | Mediana | 28,5 | 78 | 77,5 | 78 |

Pie de tabla 2.2. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 2.3. Control VS Prototipo II, III, IV, V, VI – 3.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | | | | | |
|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|---------|------|------|------|------|
| Media | 34,7 | 75,0 | 75,5 | 75,2 | Media | 33,8 | 76,9 | 77,0 | 76,9 | Media | 32,6 | 76,9 | 77,4 | 77,1 | Media | 35,6 | 76,6 | 76,9 | 76,7 | Media | 33,2 | 76,0 | 76,3 | 76,1 | Media | 33,5 | 75,6 | 75,9 | 75,7 |
| DS | 15,4 | 5,7 | 5,2 | 5,3 | DS | 14,3 | 4,2 | 3,3 | 3,6 | DS | 14,5 | 5,1 | 5,4 | 5,1 | DS | 21,2 | 7,4 | 7,0 | 7,1 | DS | 21,2 | 6,2 | 6,8 | 6,4 | DS | 17,4 | 5,4 | 5,1 | 5,2 |
| IC | 4,8 | 1,8 | 1,6 | 1,6 | IC | 4,4 | 1,3 | 1,0 | 1,1 | IC | 4,5 | 1,6 | 1,7 | 1,6 | IC | 6,6 | 2,3 | 2,2 | 2,2 | IC | 6,6 | 1,9 | 2,1 | 2,0 | IC | 5,4 | 1,7 | 1,6 | 1,6 |
| Mediana | 34,5 | 76,5 | 76 | 76,25 | Mediana | 31,5 | 78 | 77 | 77,5 | Mediana | 30 | 78 | 79 | 78,75 | Mediana | 30 | 78,5 | 79 | 78,75 | Mediana | 30 | 77,5 | 78 | 78 | Mediana | 32,5 | 77 | 77 | 77 |

Pie de tabla 2.3. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 2.4. Control VS Prototipo II, III, IV, V, VI – 3.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA sin fresa de perfil

| Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | | | | | |
|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|---------|------|------|------|-------|
| Media | 55,2 | 76,2 | 75,6 | 75,9 | Media | 47,7 | 74,9 | 74,4 | 74,7 | Media | 46,8 | 72,9 | 74,2 | 73,5 | Media | 48,6 | 75,7 | 75,6 | 75,6 | Media | 43,4 | 75,6 | 75,7 | 75,7 | Media | 46,2 | 74,9 | 75,3 | 75,1 |
| DS | 25,7 | 7,5 | 8,8 | 8,1 | DS | 18,3 | 8,3 | 10,1 | 8,7 | DS | 17,2 | 10,6 | 9,6 | 10,0 | DS | 14,9 | 7,9 | 8,1 | 7,8 | DS | 14,0 | 7,6 | 9,0 | 8,2 | DS | 15,7 | 8,8 | 7,7 | 7,7 |
| IC | 8,0 | 2,3 | 2,7 | 2,5 | IC | 5,7 | 2,6 | 3,1 | 2,7 | IC | 5,3 | 3,3 | 3,0 | 3,1 | IC | 4,6 | 2,4 | 2,5 | 2,4 | IC | 4,3 | 2,4 | 2,8 | 2,5 | IC | 4,9 | 2,7 | 2,4 | 2,4 |
| Mediana | 51,5 | 78 | 78,5 | 78 | Mediana | 49,5 | 76,5 | 77,5 | 77,5 | Mediana | 46,5 | 77,5 | 79 | 77,75 | Mediana | 49 | 78,5 | 79 | 79 | Mediana | 45,5 | 78 | 79 | 79 | Mediana | 47,5 | 78,5 | 79 | 78,75 |

Pie de tabla 2.4. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 2.5. Control VS Prototipo II, III, IV, V, VI – 4.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|
| Media | 37,8 | 73,7 | 73,9 | 73,8 | Media | 36,7 | 76,2 | 76,5 | 76,3 | Media | 30,2 | 75,4 | 74,5 | 75,0 | Media | 37,8 | 78,4 | 77,6 | 78,0 | Media | 35,6 | 76,1 | 75,3 | 75,7 |
| DS | 20,4 | 7,2 | 6,7 | 6,8 | DS | 19,7 | 6,4 | 6,1 | 6,1 | DS | 13,5 | 7,7 | 7,9 | 7,7 | DS | 17,9 | 4,1 | 3,5 | 3,7 | DS | 15,7 | 5,6 | 5,7 | 5,4 |
| IC | 6,5 | 2,3 | 2,1 | 2,2 | IC | 6,1 | 2,0 | 1,9 | 1,9 | IC | 4,2 | 2,4 | 2,4 | 2,4 | IC | 5,6 | 1,3 | 1,1 | 1,2 | IC | 4,9 | 1,8 | 1,8 | 1,7 |
| Mediana | 30 | 76 | 76 | 76,5 | Mediana | 27 | 78 | 78 | 78 | Mediana | 30 | 78 | 76 | 77,5 | Mediana | 35 | 79 | 79 | 79 | Mediana | 33 | 77 | 76 | 77 |

Pie de tabla 2.5. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 2.6. Control VS Prototipo II, III, IV, V, VI – 4.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|
| Media | 43,7 | 78,3 | 78,7 | 78,5 | Media | 48,7 | 79,4 | 79,7 | 79,5 | Media | 50,3 | 79,5 | 80,2 | 79,9 | Media | 50,8 | 79,1 | 79,1 | 79,1 | Media | 46,4 | 77,8 | 75,8 | 76,8 |
| DS | 16,5 | 3,7 | 4,4 | 3,8 | DS | 15,8 | 3,6 | 4,0 | 3,6 | DS | 15,2 | 4,5 | 3,8 | 4,0 | DS | 14,5 | 6,8 | 7,7 | 7,2 | DS | 16,9 | 4,2 | 11,6 | 6,2 |
| IC | 5,2 | 1,2 | 1,4 | 1,2 | IC | 4,9 | 1,1 | 1,2 | 1,1 | IC | 4,7 | 1,4 | 1,2 | 1,2 | IC | 4,5 | 2,1 | 2,4 | 2,2 | IC | 5,3 | 1,3 | 3,6 | 1,9 |
| Mediana | 43 | 78 | 79,5 | 79 | Mediana | 45 | 80 | 80 | 80 | Mediana | 48 | 81 | 81 | 81,5 | Mediana | 49,5 | 81 | 81 | 80,75 | Mediana | 45,5 | 78,5 | 78 | 77,75 |

Pie de tabla 2.6. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 2.7. Control VS Prototipo II, III, IV, V, VI – 4.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|
| Media | 34,6 | 73,9 | 73,6 | 73,8 | Media | 38,9 | 77,7 | 77,9 | 77,8 | Media | 43,2 | 78,3 | 78,5 | 78,4 | Media | 47,3 | 79,3 | 79,1 | 79,2 | Media | 42,8 | 78,5 | 78,0 | 78,3 |
| DS | 16,3 | 5,0 | 6,3 | 5,4 | DS | 18,8 | 4,8 | 5,0 | 4,7 | DS | 18,9 | 6,5 | 6,7 | 6,3 | DS | 16,7 | 4,9 | 4,9 | 4,6 | DS | 16,3 | 4,6 | 6,0 | 5,1 |
| IC | 5,2 | 1,6 | 2,0 | 1,7 | IC | 5,8 | 1,5 | 1,5 | 1,4 | IC | 5,8 | 2,0 | 2,1 | 1,9 | IC | 5,2 | 1,5 | 1,5 | 1,4 | IC | 5,1 | 1,4 | 1,9 | 1,6 |
| Mediana | 35,5 | 74 | 76 | 74,25 | Mediana | 38 | 79 | 79 | 78,5 | Mediana | 45 | 80 | 80 | 80,25 | Mediana | 46,5 | 80 | 81 | 80,5 | Mediana | 41,5 | 79 | 79,5 | 80 |

Pie de tabla 2.7. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 2.8. Control VS Prototipo II, III, IV, V, VI – 4.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA sin fresa de perfil

| Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|
| Media | 51,7 | 75,0 | 74,9 | 75,0 | Media | 48,5 | 75,5 | 75,7 | 75,6 | Media | 45,8 | 73,5 | 74,4 | 73,9 | Media | 48,1 | 74,8 | 76,3 | 75,6 | Media | 46,9 | 74,3 | 74,5 | 74,4 |
| DS | 27,3 | 8,1 | 9,6 | 8,7 | DS | 26,0 | 7,7 | 7,3 | 7,3 | DS | 25,2 | 8,0 | 7,2 | 7,6 | DS | 24,6 | 7,0 | 7,0 | 6,8 | DS | 21,7 | 6,7 | 6,7 | 6,5 |
| IC | 8,5 | 2,5 | 3,0 | 2,7 | IC | 8,0 | 2,4 | 2,3 | 2,3 | IC | 7,8 | 2,5 | 2,2 | 2,3 | IC | 7,6 | 2,2 | 2,2 | 2,1 | IC | 6,7 | 2,1 | 2,1 | 2,0 |
| Mediana | 52 | 76 | 76 | 76,25 | Mediana | 51,5 | 77,5 | 77,5 | 77,5 | Mediana | 45 | 76 | 76 | 76,25 | Mediana | 48 | 76 | 78 | 77,75 | Mediana | 48,5 | 76 | 75,5 | 76 |

Pie de tabla 2.8. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Resultados

Análisis estadístico

Se han analizado todos los datos, realizando primero un test de distribución normal con el fin de analizar si se trataba de una distribución normal o no y, posteriormente se aplicó el test idóneo para cada caso siguiendo el siguiente esquema.

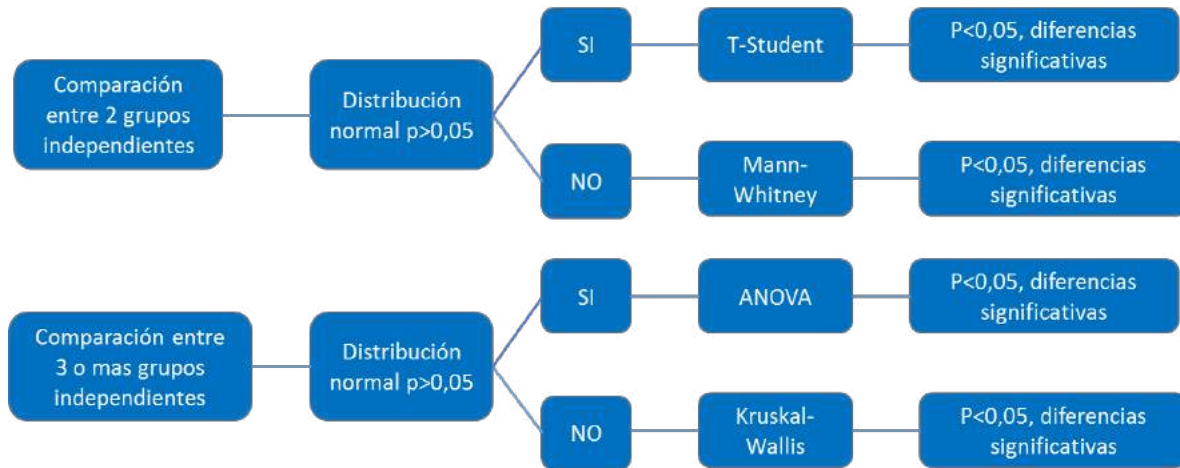


Ilustración 41. Esquema del desarrollo estadístico seguido para determinar diferencias estadísticamente significativas

A continuación, se presenta una tabla con los resultados. En la columna de TI y valor ISQ se especifica si existen diferencias estadísticamente significativas entre los implantes control y los implantes Prototipos.

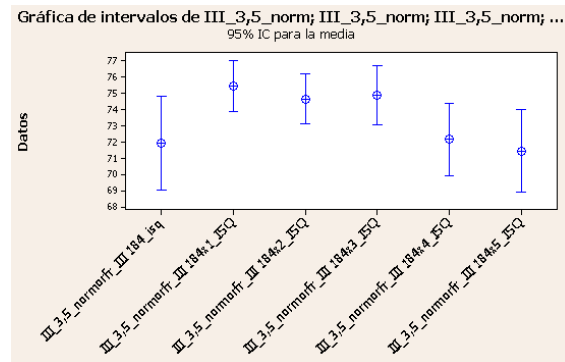
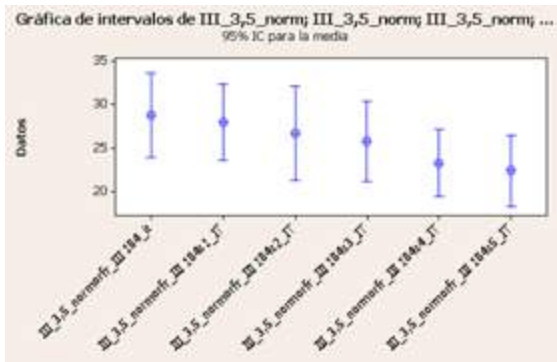
- “=” significa que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas.
- “≠” significa que se encontraron diferencias estadísticamente significativas.
- P↑ significa que el implante Prototipo presentaba un valor más elevado que el implante control.
- P↓ significa que el implante Prototipo presentaba un valor menos elevado que el implante control.

Tabla 15. Resultados del estudio II

| Análisis por grupos | DIÁMETRO (mm) | TIPO HUESO | NORMO / INFRA | C / S | DISTRIBUCIÓN | IT | DISTRIBUCIÓN | ISQ |
|---------------------|---------------|------------|---------------|-------|--------------|--------|--------------|---------|
| 2.1 | 3.5 mm | III | NORMO | C | NO NORMAL | = | NO NORMAL | = |
| 2.2 | | III | NORMO | S | NO NORMAL | = | NO NORMAL | = |
| 2.3 | | III | INFRA | C | NO NORMAL | = | NO NORMAL | = |
| 2.4 | | III | INFRA | S | NORMAL | = | NO NORMAL | = |
| 2.5 | 4.0 mm | II | NORMO | C | NO NORMAL | ≠ (P↑) | NO NORMAL | = |
| 2.6 | | III | NORMO | C | NO NORMAL | = | NO NORMAL | ≠ (P↑) |
| 2.7 | | III | NORMO | S | NO NORMAL | = | NORMAL | ≠ (P↑↓) |
| 2.8 | | III | INFRA | C | NORMAL | ≠ (P↑) | NO NORMAL | ≠ (P↑) |
| 2.9 | | III | INFRA | S | NO NORMAL | = | NO NORMAL | = |

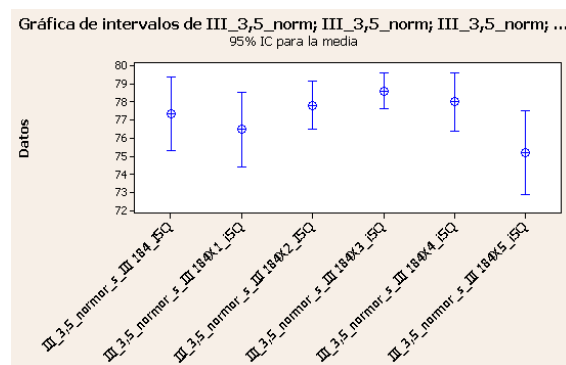
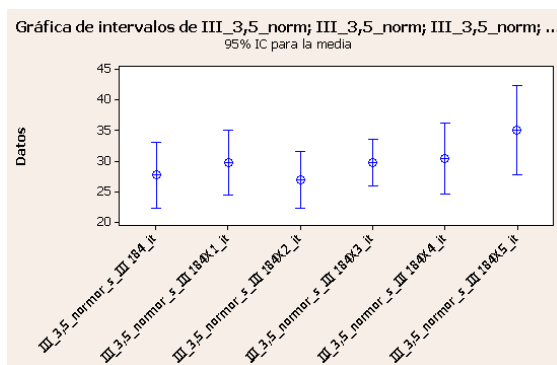
Análisis por grupos

2.1. Implante 3.5 mm de diámetro/Hueso tipo III - normofresado (NORMO) con fresa de perfil (C)



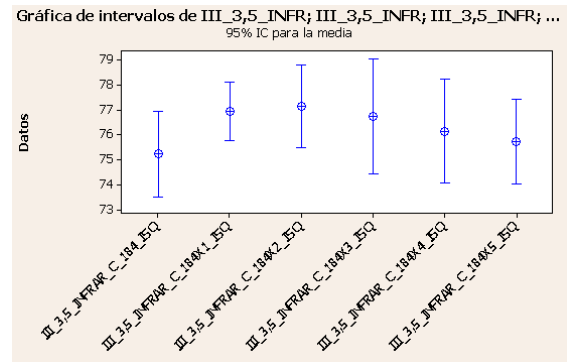
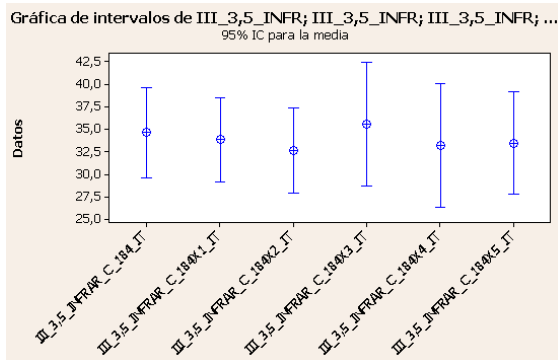
No se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI ni en cuanto a valor ISQ.

2.2. Implante 3.5 mm de diámetro/Hueso tipo III - normofresado (NORMO) sin fresa de perfil (S)



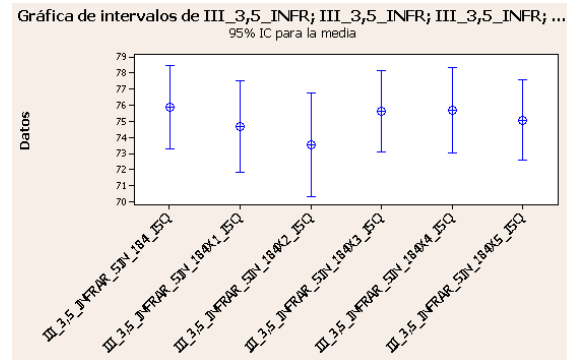
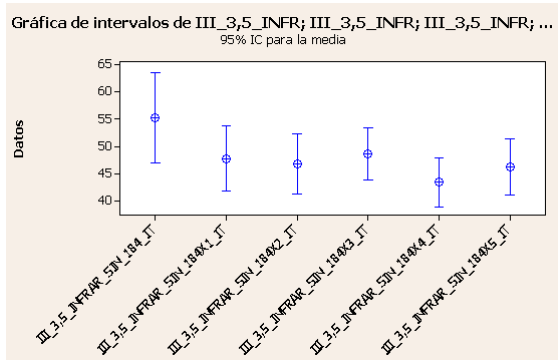
No se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI ni tampoco en cuanto al valor ISQ.

2.3. Implante 3.5 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) con fresa de perfil (C)



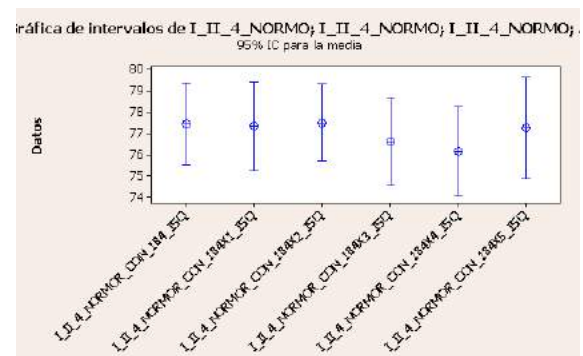
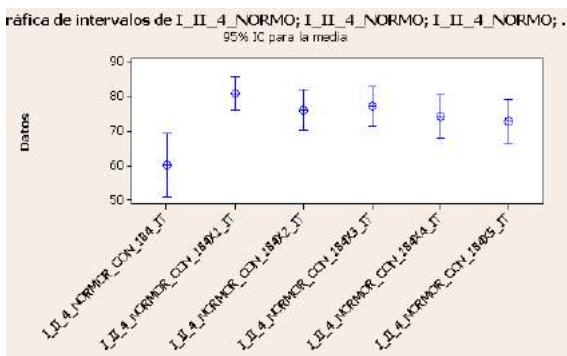
No se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI ni tampoco en cuanto al valor ISQ.

2.4. Implante 3.5 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) sin fresa de perfil (S)



No se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI ni tampoco en cuanto al valor ISQ.

2.5. Implante 4 mm de diámetro/Hueso tipo I-II - normofresado (NORMO) con fresa de perfil (C)

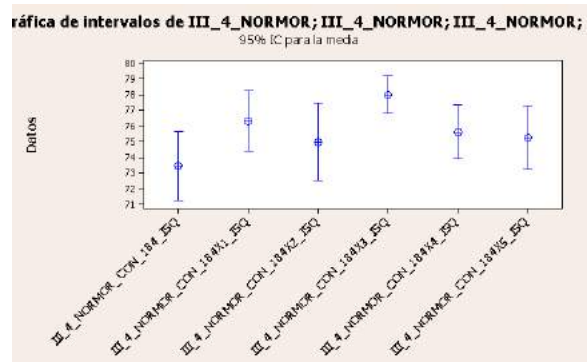
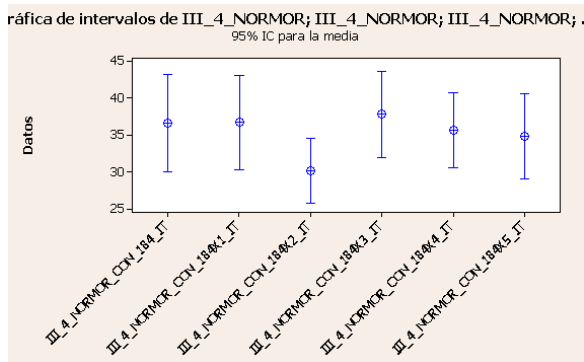


Se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI, pero no en cuanto al valor ISQ. Al existir diferencias significativas en cuanto al parámetro TI, se realizó un estudio complementario comparando las muestras de dos en dos. En este estudio se observa que el implante control (VEGA) es estadísticamente distinto a los implantes prototipo II (x1), III (x2) y IV (x3). Pero no se encontraron diferencias significativas entre los otros implantes estudiados. Además, todos los prototipos tienen un TI mayor que el implante control (VEGA).

Tabla 16. Resultados del estudio complementario del parámetro TI

| | VEGA | PROT_X1 | PROT_X2 | PROT_X3 | PROT_X4 | PROT_X5 |
|---------|------|---------|---------|---------|---------|---------|
| VEGA | | ≠ | ≠ | ≠ | = | = |
| PROT_X1 | ≠ | | = | = | = | = |
| PROT_X2 | ≠ | = | | = | = | = |
| PROT_X3 | ≠ | = | = | | = | = |
| PROT_X4 | = | = | = | = | | = |
| PROT_X5 | = | = | = | = | = | |

2.6. Implante 4 mm de diámetro/Hueso tipo III - normofresado (NORMO) con fresa de perfil (C)



No se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI, pero sí en cuanto al valor ISQ. Al existir diferencias significativas en el parámetro valor ISQ, se realizó un estudio complementario comparando las muestras de dos en dos. En este estudio se observa que el implante control (VEGA) es estadísticamente

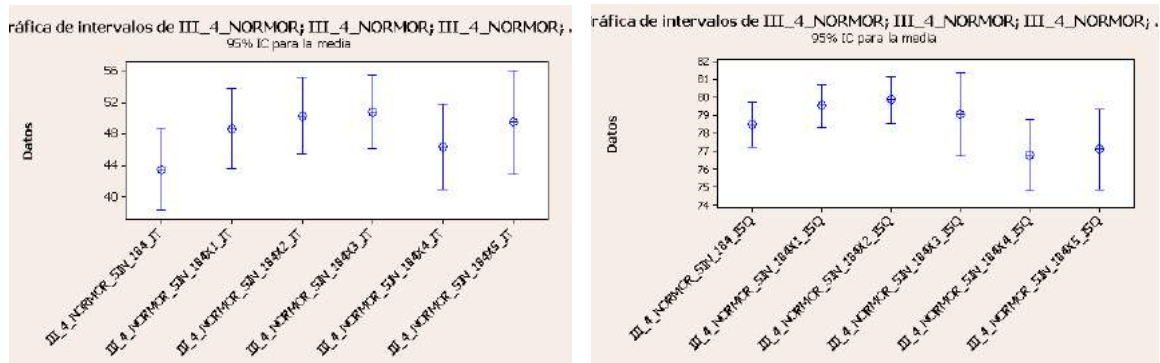
Tabla 17. Resultados del estudio complementario del parámetro valor ISQ

| | VEGA | PROT_X1 | PROT_X2 | PROT_X3 | PROT_X4 | PROT_X5 |
|---------|------|---------|---------|---------|---------|---------|
| VEGA | | ≠ | = | ≠ | = | = |
| PROT_X1 | ≠ | | = | = | = | = |
| PROT_X2 | = | = | | = | = | = |
| PROT_X3 | ≠ | = | = | | ≠ | ≠ |
| PROT_X4 | = | = | = | ≠ | | = |
| PROT_X5 | = | = | = | ≠ | = | |

distinto al prototipo II (x1) y IV (x3). También se encontraron diferencias significativas en los implantes prototipos IV (x3) y V (x4) y entre los implantes prototipos IV (x3) y VI (x5). Pero no se encontraron

diferencias significativas entre los otros implantes estudiados. Además, todos los implantes prototipos tienen un valor ISQ mayor que el implante control (VEGA).

2.7. Implante 4 mm de diámetro/Hueso tipo III - normofresado (NORMO) sin fresa de perfil (S)

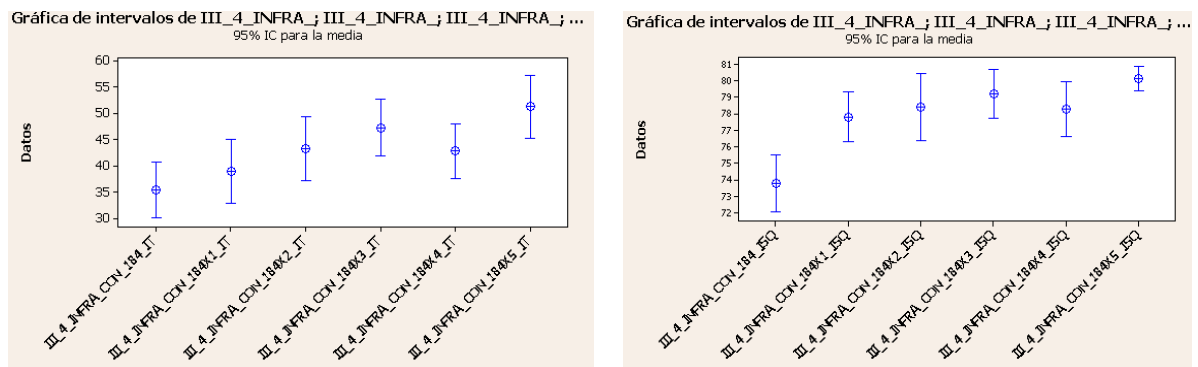


No se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI, pero sí en cuanto al valor ISQ. Al existir diferencias significativas en el parámetro valor ISQ, se realizó un estudio complementario comparando las muestras de dos en dos. En este estudio se observa que el implante control (VEGA) es estadísticamente distinto al prototipo III (x2). También se encontraron diferencias significativas entre el prototipo V (x4) y los implantes prototipos II (x1), III (x2) y IV (x3). Pero no se encontraron diferencias significativas entre los otros implantes estudiados. Los implantes prototipos V (x4) y VI (x5) presentan un valor ISQ menor que el implante control (VEGA).

Tabla 18. Resultados del estudio complementario del parámetro valor ISQ

| | VEGA | PROT_X1 | PROT_X2 | PROT_X3 | PROT_X4 | PROT_X5 |
|---------|------|---------|---------|---------|---------|---------|
| VEGA | | = | ≠ | = | = | = |
| PROT_X1 | = | | = | = | ≠ | = |
| PROT_X2 | ≠ | = | | = | ≠ | = |
| PROT_X3 | = | = | = | | ≠ | = |
| PROT_X4 | = | ≠ | ≠ | ≠ | | = |
| PROT_X5 | = | = | = | = | = | |

2.8. Implante 4 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) con fresa de perfil (C)



Se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI y en cuanto al valor ISQ. Al existir diferencias significativas en los parámetros TI y valor ISQ, se realizaron dos estudios complementarios comparando las muestras de dos en dos. En el estudio del parámetro TI, se observaron diferencias significativas entre el implante control (VEGA) y los implantes prototipos IV (x3) y V (x5). También se encontraron diferencias significativas entre los implantes prototipos II (x1) y VI (x5). No se encontraron diferencias significativas entre los otros implantes estudiados. En todos los casos, los implantes prototipos presentaban un TI mayor.

Tabla 19. Resultados del estudio complementario del parámetro TI

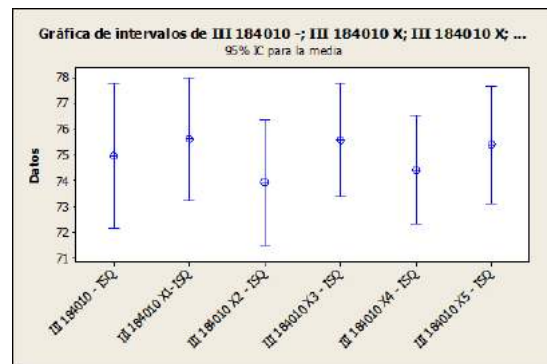
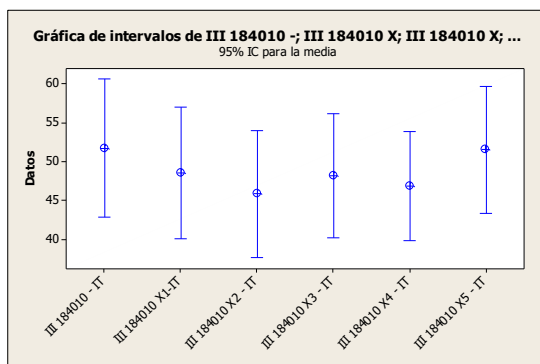
| | VEGA | PROT_X1 | PROT_X2 | PROT_X3 | PROT_X4 | PROT_X5 |
|---------|------|---------|---------|---------|---------|---------|
| VEGA | | = | = | ≠ | = | ≠ |
| PROT_X1 | = | | = | = | = | ≠ |
| PROT_X2 | = | = | | = | = | = |
| PROT_X3 | ≠ | = | = | | = | = |
| PROT_X4 | = | = | = | = | | = |
| PROT_X5 | ≠ | ≠ | = | = | = | |

En el estudio del parámetro valor ISQ, se observaron diferencias significativas entre el implante control (VEGA) y todos los implantes prototipos. También se encontraron diferencias significativas entre el prototipo II (x1) y los implantes prototipos IV (x3) y VI (x5). Asimismo, se encontraron diferencias significativas entre los implantes prototipos V (x4) y VI (x5). No se encontraron diferencias significativas entre los otros implantes estudiados. En todos los casos, los implantes prototipos presentaban un valor ISQ mayor.

Tabla 20. Resultados del estudio complementario del parámetro valor ISQ

| | VEGA | PROT_X1 | PROT_X2 | PROT_X3 | PROT_X4 | PROT_X5 |
|---------|------|---------|---------|---------|---------|---------|
| VEGA | | ≠ | ≠ | ≠ | ≠ | ≠ |
| PROT_X1 | ≠ | | = | ≠ | = | ≠ |
| PROT_X2 | ≠ | = | | = | = | = |
| PROT_X3 | ≠ | ≠ | = | | = | = |
| PROT_X4 | ≠ | = | = | = | | ≠ |
| PROT_X5 | ≠ | ≠ | = | = | ≠ | |

2.9. Implante 4 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) sin fresa de perfil (S)



No se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI ni tampoco en cuanto al valor ISQ.

A modo de resumen se puede decir en función de los implantes estudiados y agrupados por diámetro, lo siguiente:

Implantes de diámetro 3.5 mm:

- El implante control (VEGA) y los implantes prototipo no presentan diferencias significativas en cuanto al TI ni en cuanto al parámetro valor ISQ.

Implantes de diámetro 4 mm:

- En el hueso de tipo II se observaron diferencias significativas en cuanto al parámetro TI, pero no se observaron diferencias significativas respecto al parámetro valor ISQ. El análisis complementario posterior reflejó diferencias entre el implante control (VEGA) y los implantes prototipos II (x1), III (x2) y IV (x3) en cuanto al parámetro TI.
- En el hueso tipo III, en cuanto al parámetro TI solo se observaron diferencias significativas en los implantes infrafresados colocados en una secuencia de fresado con fresa de perfil. En el estudio complementario del parámetro TI, se observaron diferencias significativas

entre el implante control (VEGA) y los implantes prototipos IV (x3) y VI (x5), así como entre los implantes prototipos II (x1) y VI (x5).

- En el hueso tipo III, en cuanto al parámetro valor ISQ se observaron diferencias significativas en los implantes normofresados (colocados en una secuencia de fresado con y sin fresa de perfil) y en los implantes infrafresados colocados en una secuencia de fresado con fresa de perfil (ver tablas de los estudios complementarios).

Como se puede observar tanto en los resultados como tras el análisis estadístico, el implante prototipo III (x2) presenta una diferencia en cuanto a la mejora de la estabilidad del implante tras su inserción en el lecho óseo, así como en la sensación clínica de inserción. Es por este hecho que se sugieren una serie de modificaciones que dan lugar a la creación de un nuevo prototipo de implante basado en el prototipo III (x2) con el fin de aumentar la estabilidad primaria del implante. Este nuevo diseño de implante da lugar al implante prototipo VII, objeto de valoración en el estudio III.

Conclusión

Los prototipos de implantes II, III, IV, V, VI, como se aprecia en los resultados y en el análisis estadístico que se describe más adelante, mostraron un aumento significativo de la estabilidad primaria en la variable TI. En la variable valor ISQ, mostraron un aumento significativo de las preparaciones infrafresado con y sin fresa de perfil en implantes de 4,0 mm de diámetro. Tras comparar los 5 prototipos y resaltar las características de cada uno en el capítulo de “Materiales y Métodos - Implantes”, se eligió el prototipo III, ya que además de presentar una mejora en la estabilidad primaria en relación con el implante de control, la sensación clínica de inserción en el lecho óseo mostró una mejora con relación a los otros prototipos, lo que llevó a ser seleccionado para efectuar modificaciones y desarrollar un nuevo prototipo de implante intentando aumentar la estabilidad primaria:

- o aumentar el núcleo en la porción más coronal y también en la porción más apical del implante (0.1 mm);
- o disminuir la profundidad de las espiras en la región más apical;
- o incrementar el grosor de las espiras para incrementar el contacto hueso-implante.

En cuanto al aspecto de la sensación clínica de fresado se planteó la siguiente cuestión: los implantes con un diseño con efecto autorroscante facilitaban la inserción del implante, al mismo tiempo se observó que permitían modificar la dirección de inserción del implante con excesiva facilidad, hecho que se observó en varias de las preparaciones en el momento de la inserción. Se seleccionaron por este motivo un diseño de implantes que fuera autocompactante, intentando disminuir las posibles

complicaciones que pudieran venir de esta facilidad de corregir la trayectoria del implante, incluso de insertar el implante en hueso no preparado previamente.

Con el fin de valorar esta condición se realizaron 10 preparaciones con infrafresado no planificadas para cada prototipo y se valoró la facilidad de corregir la trayectoria en la inserción del implante, observándose que en el caso de todos los diseños autorroscantes se podía corregir la trayectoria en el 100% de los casos en hueso tipo III en una inclinación mayor a 20°. En el caso de diseños de implantes autocompactantes la corrección de la trayectoria era más difícil de modificar clínicamente, consiguiéndose en el 60% de los casos en hueso tipo III y siempre en una inclinación inferior a 10°. Por este motivo, y basándose solo en la experiencia clínica de los integrantes del equipo de trabajo, fue por lo que, con el fin de dificultar la aparición de problemas en la práctica clínica, se optó por un macrodiseño de implante que intentara mejorar la estabilidad primaria, tuviera una buena sensación clínica de inserción y no permitiera la creación de una nueva trayectoria con facilidad. Se decidió, al no observar efectos negativos, optar por la opción de hélice a izquierdas, en sentido antihorario para no eliminar hueso en la colocación y aumentar el efecto de compactación del hueso. Para conseguir el movimiento de las virutas, los surcos aprovechan el movimiento circular del implante, y generan una geometría que empuja hacia fuera de la preparación o arriba los fragmentos de hueso (derechas) con efecto autorroscante o hacia dentro de la preparación o abajo (izquierdas) con efecto autocompactante (298).

Estudio III.

Como se ha referido anteriormente, en este estudio III se comparan dos diseños de implantes, el ya existente y comercializado, un diseño de implante cilíndrico como grupo control (implante Klockner VEGA) y un diseño de implante evolución del implante Prototipo III, evolución del implante VEGA, grupo Prototipo VII. Las características de los implantes están descritas en el apartado material y métodos: implantes.

Los grupos estudiados se muestran en la Tabla 21 a continuación, valorándose dos tipos de implantes, en dos tipos de hueso, en preparaciones realizadas con cuatro secuencias de fresado:

Tabla 21. Grupo control y grupo test, diferentes tipos de hueso y técnicas quirúrgicas

| Implantes Estudio III | | Tipos Hueso | Técnicas quirúrgicas |
|-----------------------|---------------|-------------|-------------------------|
| Grupo Control | VEGA | | I-II |
| Grupo Test | Prototipo VII | III-IV | Normofresado sin perfil |
| | | | Infrafresado con perfil |
| | | | Infrafresado sin perfil |

En la valoración de implantes **diámetro de 3.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 3.1, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 10.5 Ncm; DS 9.8; IC 3.0.
- **TI grupo Prototipo VII 25.4 Ncm; DS 14.7; IC 4.5.**
- ISQ A grupo control 64.9; DS 7.5; IC 2.3.
- **ISQ A grupo Prototipo VII 73.0; DS 4.8; IC 1.5.**
- ISQ B grupo control 64.3; DS 8.1; IC 2.5.
- **ISQ B grupo Prototipo VII 72.2; DS 5.9; IC 1.8.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 64.6; DS 7.7; IC 2.4.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VII 72.6; DS 5.2; IC 1.6.**
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 90% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VII 95% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado sin fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 3.2, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 20.2 Ncm; DS 11.9; IC 3.7.
- **TI grupo Prototipo VII 31.6 Ncm; DS 17.9; IC 5.5.**
- ISQ A grupo control 75.0; DS 4.6; IC 1.4.

- **ISQ A grupo Prototipo VII 77.4; DS 4.0; IC 1.2.**
- ISQ B grupo control 75.6; DS 4.2; IC 1.3.
- **ISQ B grupo Prototipo VII 77.6; DS 4.0; IC 1.2.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 75.3; DS 4.3; IC 1.3.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VII 77.5; DS 3.8; IC 1.2.**
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VII 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infrafresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 3.3, fueron encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 17.0 Ncm; DS 13.3; IC 4.1.
- **TI grupo Prototipo VII 26.8 Ncm; DS 19.1; IC 5.9.**
- ISQ A grupo control 68.1; DS 9.7; IC 3.0.
- **ISQ A grupo Prototipo VII 72.2; DS 7.1; IC 2.2.**
- ISQ B grupo control 68.7; DS 9.7; IC 3.0.
- **ISQ B grupo Prototipo VII 72.2; DS 7.6; IC 2.4.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 68.4; DS 9.6; IC 3.0.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VII 72.2; DS 7.3; IC 2.2.**
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VII 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infrafresado sin fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 3.4, fueron encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 31.5 Ncm; DS 14.1; IC 4.4.
- **TI grupo Prototipo VII 46.5 Ncm; DS 15.9; IC 4.9.**
- ISQ A grupo control 76.1; DS 3.4; IC 1.1.
- **ISQ A grupo Prototipo VII 77.4; DS 2.5; IC 0.8.**
- ISQ B grupo control 76.5; DS 4.4; IC 1.4.
- **ISQ B grupo Prototipo VII 78.2; DS 3.3; IC 1.0.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 64.6; DS 7.7; IC 2.4.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VII 77.8; DS 2.7; IC 0.9.**
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VII 80% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.5 mm en hueso tipo II con técnica preparación de Normofresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 3.5, fueron encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 27.2 Ncm; DS 24.7; IC 7.7.
- **TI grupo Prototipo VII 42.2 Ncm; DS 25.5; IC 7.9.**
- ISQ A grupo control 72.2; DS 8.4; IC 2.6.
- **ISQ A grupo Prototipo VII 74.6; DS 6.3; IC 2.0.**
- ISQ B grupo control 73.5; DS 9.2; IC 2.8.
- **ISQ B grupo Prototipo VII 76.0; DS 6.1; IC 1.9.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 72.8; DS 8.4; IC 2.6.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VII 75.3; DS 5.6; IC 1.7.**

- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 65% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VII 75% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.5 mm en hueso tipo II con técnica preparación de Normofresado sin fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 3.6, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 30.5 Ncm; DS 9.9; IC 3.1.
- **TI grupo Prototipo VII 33.6 Ncm; DS 10.7; IC 3.3.**
- **ISQ A grupo control 78.1; DS 6.8; IC 2.1.**
- ISQ A grupo Prototipo VII 74.2; DS 9.7; IC 3.0.
- **ISQ B grupo control 77.0; DS 6.6; IC 2.0.**
- ISQ B grupo Prototipo VII 73.3; DS 9.8; IC 3.0.
- **ISQ Medio (A + B) grupo control 77.6; DS 6.2; IC 1.9.**
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VII 73.8; DS 9.0; IC 2.8.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 92.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VII 95% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 3.7, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 34.6 Ncm; DS 15.4; IC 4.8.
- **TI grupo Prototipo VII 54.2 Ncm; DS 22.6; IC 7.0.**
- ISQ A grupo control 74.4; DS 6.2; IC 1.9.
- **ISQ A grupo Prototipo VII 77.8; DS 8.8; IC 2.7.**
- ISQ B grupo control 75.4; DS 4.9; IC 1.5.
- **ISQ B grupo Prototipo VII 78.5; DS 6.4; IC 2.0.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 74.9; DS 5.3; IC 1.7.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VII 78.2; DS 7.5; IC 2.3.**
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 90% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VII 95% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado sin fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 3.8, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 44.1 Ncm; DS 12.4; IC 3.8.
- **TI grupo Prototipo VII 57.3 Ncm; DS 15.2; IC 4.7.**
- ISQ A grupo control 78.4; DS 6.5; IC 2.0.
- ISQ A grupo Prototipo VII 78.6; DS 4.4; IC 1.4.
- ISQ B grupo control 78.1; DS 6.9; IC 2.2.
- ISQ B grupo Prototipo VII 78.7; DS 4.1; IC 1.3.
- ISQ Medio (A + B) grupo control 78.2; DS 6.5; IC 2.0.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VII 78.6; DS 3.9; IC 1.2.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 97,5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VII 80% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infrafresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 3.9, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- Tl grupo control 63.7 Ncm; DS 18.7; IC 5.8.
- **Tl grupo Prototipo VII 75.9 Ncm; DS 16.2; IC 5.0.**
- ISQ A grupo control 76.3; DS 6.9; IC 2.1.
- **ISQ A grupo Prototipo VII 79.0; DS 6.6; IC 2.0.**
- ISQ B grupo control 76.5; DS 6.9; IC 2.2.
- **ISQ B grupo Prototipo VII 79.1; DS 8.1; IC 2.5.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 76.4; DS 6.8; IC 2.1.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VII 79.0; DS 7.3; IC 2.3.**
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 97.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VII 90% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infrafresado sin fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 3.10, fueron encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- Tl grupo control 66.4 Ncm; DS 24.4; IC 7.6.
- **Tl grupo Prototipo VII 68.8 Ncm; DS 21.7; IC 6.7.**
- ISQ A grupo control 76.4; DS 11.1; IC 3.4.
- **ISQ A grupo Prototipo VII 80.0; DS 5.4; IC 1.7.**
- ISQ B grupo control 76.1; DS 11.7; IC 3.6.
- **ISQ B grupo Prototipo VII 79.3; DS 5.0; IC 1.6.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 76.2; DS 11.2; IC 3.5.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VII 79.6; DS 5.2; IC 1.6.**
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 92.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VII 95% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 3.11, fueron encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- Tl grupo control 43.6 Ncm; DS 25.5; IC 7.9.
- **Tl grupo Prototipo VII 64.7 Ncm; DS 22.8; IC 7.1.**
- ISQ A grupo control 76.5; DS 4.8; IC 1.5.
- **ISQ A grupo Prototipo VII 79.0; DS 2.6; IC 0.8.**
- ISQ B grupo control 75.5; DS 5.6; IC 1.7.
- **ISQ B grupo Prototipo VII 78.0; DS 4.1; IC 1.3.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 76.0; DS 5.0; IC 1.6.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VII 78.5; DS 3.2; IC 1.0.**
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VII 80% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado sin fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 3.12, fueron encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- Tl grupo control 45.2 Ncm; DS 15.2; IC 4.7.
- **Tl grupo Prototipo VII 65.7 Ncm; DS 19.2; IC 6.0.**
- ISQ A grupo control 78.9; DS 4.8; IC 1.5.
- ISQ A grupo Prototipo VII 79.6; DS 2.5; IC 0.8.
- ISQ B grupo control 79.3; DS 5.1; IC 1.6.
- ISQ B grupo Prototipo VII 80.2; DS 2.7; IC 0.8.

- ISQ Medio (A + B) grupo control 79.1; DS 4.8; IC 1.5.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VII 79.9; DS 2.5; IC 0.8.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VII 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infrafresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 3.13, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 52.5 Ncm; DS 20.4; IC 6.3.
- **TI grupo Prototipo VII 60.3 Ncm; DS 24.0; IC 7.4.**
- ISQ A grupo control 76.5; DS 5.7; IC 1.8.
- ISQ A grupo Prototipo VII 76.0; DS 7.1; IC 2.2.
- ISQ B grupo control 75.9; DS 6.3; IC 2.0.
- ISQ B grupo Prototipo VII 76.2; DS 6.5; IC 2.0.
- ISQ Medio (A + B) grupo control 76.2; DS 5.9; IC 1.8.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VII 76.1; DS 6.6; IC 2.0.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VII 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infrafresado sin fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 3.14, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 54.5 Ncm; DS 22.9; IC 7.1.
- **TI grupo Prototipo VII 65.0 Ncm; DS 27.4; IC 8.5.**
- **ISQ A grupo control 76.4; DS 7.4; IC 2.3.**
- ISQ A grupo Prototipo VII 75.0; DS 9.2; IC 2.9.
- ISQ B grupo control 77.3; DS 6.6; IC 2.0.
- ISQ B grupo Prototipo VII 77.6; DS 7.1; IC 2.2.
- ISQ Medio (A + B) grupo control 76.8; DS 6.7; IC 2.1.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VII 76.3; DS 8.0; IC 2.5.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 90% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VII 92.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 3.15, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 58.0 Ncm; DS 18.0; IC 5.6.
- **TI grupo Prototipo VII 62.8 Ncm; DS 18.3; IC 5.7.**
- **ISQ A grupo control 79.7; DS 3.5; IC 1.1.**
- ISQ A grupo Prototipo VII 76.9; DS 5.3; IC 1.6.
- **ISQ B grupo control 80.1; DS 3.1; IC 1.0.**
- ISQ B grupo Prototipo VII 78.0; DS 4.3; IC 1.3.
- **ISQ Medio (A + B) grupo control 79.9; DS 3.2; IC 1.0.**
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VII 77.4; DS 4.2; IC 1.3.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VII 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado sin fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 3.16, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 62.8 Ncm; DS 20.6; IC 6.4.
- **TI grupo Prototipo VII 64.6 Ncm; DS 20.1; IC 6.2.**
- **ISQ A grupo control 81.2; DS 4.1; IC 1.3.**
- ISQ A grupo Prototipo VII 78.1; DS 3.7; IC 1.2.
- **ISQ B grupo control 82.2; DS 4.2; IC 1.3.**
- ISQ B grupo Prototipo VII 79.2; DS 4.1; IC 1.3.
- **ISQ Medio (A + B) grupo control 81.7; DS 4.0; IC 1.2.**
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VII 78.7; DS 3.6; IC 1.1.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 95% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VII 90% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infracresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 3.17, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- **TI grupo control 79.2 Ncm; DS 17.6; IC 5.4.**
- TI grupo Prototipo VII 71.0 Ncm; DS 20.8; IC 6.4.
- **ISQ A grupo control 82.2; DS 4.2; IC 1.3.**
- ISQ A grupo Prototipo VII 80.4; DS 4.2; IC 1.3.
- **ISQ B grupo control 82.2; DS 3.3; IC 1.0.**
- ISQ B grupo Prototipo VII 80.2; DS 4.0; IC 1.2.
- **ISQ Medio (A + B) grupo control 82.2; DS 3.7; IC 1.1.**
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VII 80.3; DS 3.3; IC 1.0.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 70% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VII 87.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infracresado sin fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 3.18, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- **TI grupo control 77.5 Ncm; DS 23.6; IC 7.3.**
- TI grupo Prototipo VII 69.8 Ncm; DS 28.0; IC 8.7.
- **ISQ A grupo control 82.8; DS 3.5; IC 1.1.**
- ISQ A grupo Prototipo VII 80.3; DS 6.9; IC 2.1.
- **ISQ B grupo control 82.1; DS 4.3; IC 1.3.**
- ISQ B grupo Prototipo VII 80.6; DS 6.3; IC 2.0.
- **ISQ Medio (A + B) grupo control 82.4; DS 3.8; IC 1.2.**
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VII 80.4; DS 6.4; IC 2.0.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 62.5% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VII 70% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

Tabla 3.1. Control VS Prototipo VII – 3.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 10,5 | 64,9 | 64,3 | 64,6 | Media | 25,4 | 73,0 | 72,2 | 72,6 |
| DS | 9,8 | 7,5 | 8,1 | 7,7 | DS | 14,7 | 4,8 | 5,9 | 5,2 |
| IC | 3,0 | 2,3 | 2,5 | 2,4 | IC | 4,5 | 1,5 | 1,8 | 1,6 |
| Mediana | 10 | 65,5 | 65 | 65,25 | Mediana | 20,5 | 75 | 74 | 74,5 |

Pie de tabla 3.1. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.2. Control VS Prototipo VII – 3.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 20,2 | 75,0 | 75,6 | 75,3 | Media | 31,6 | 77,4 | 77,6 | 77,5 |
| DS | 11,9 | 4,6 | 4,2 | 4,3 | DS | 17,9 | 4,0 | 4,0 | 3,8 |
| IC | 3,7 | 1,4 | 1,3 | 1,3 | IC | 5,5 | 1,2 | 1,2 | 1,2 |
| Mediana | 18 | 76 | 76 | 76 | Mediana | 29 | 78 | 79 | 78 |

Pie de tabla 3.2. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.3. Control VS Prototipo VII – 3.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 17,0 | 68,1 | 68,7 | 68,4 | Media | 26,8 | 72,2 | 72,2 | 72,2 |
| DS | 13,3 | 9,7 | 9,7 | 9,6 | DS | 19,1 | 7,1 | 7,6 | 7,3 |
| IC | 4,1 | 3,0 | 3,0 | 3,0 | IC | 5,9 | 2,2 | 2,4 | 2,2 |
| Mediana | 10 | 72,5 | 72 | 72,5 | Mediana | 18,5 | 75 | 75 | 75 |

Pie de tabla 3.3. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.4. Control VS Prototipo VII – 3.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 31,5 | 76,1 | 76,5 | 76,3 | Media | 46,5 | 77,4 | 78,2 | 77,8 |
| DS | 14,1 | 3,4 | 4,4 | 3,9 | DS | 15,9 | 2,5 | 3,3 | 2,7 |
| IC | 4,4 | 1,1 | 1,4 | 1,2 | IC | 4,9 | 0,8 | 1,0 | 0,9 |
| Mediana | 29 | 76 | 77 | 76,5 | Mediana | 48,5 | 77,5 | 79 | 78,5 |

Pie de tabla 3.4. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.5. Control VS Prototipo VII – 3.5 mm – Hueso Tipo II – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 27,2 | 72,2 | 73,5 | 72,8 | Media | 42,2 | 74,6 | 76,0 | 75,3 |
| DS | 24,7 | 8,4 | 9,2 | 8,4 | DS | 25,5 | 6,3 | 6,1 | 5,6 |
| IC | 7,7 | 2,6 | 2,8 | 2,6 | IC | 7,9 | 2,0 | 1,9 | 1,7 |
| Mediana | 13,5 | 71 | 76 | 73 | Mediana | 32 | 74 | 77 | 75 |

Pie de tabla 3.5. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.6. Control VS Prototipo VII – 3.5 mm – Hueso Tipo II – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 30,5 | 78,1 | 77,0 | 77,6 | Media | 33,6 | 74,2 | 73,3 | 73,8 |
| DS | 9,9 | 6,8 | 6,6 | 6,7 | DS | 10,7 | 9,7 | 9,8 | 9,0 |
| IC | 3,1 | 2,1 | 2,0 | 1,9 | IC | 3,3 | 3,0 | 3,0 | 2,8 |
| Mediana | 30 | 79,5 | 78 | 78,25 | Mediana | 32 | 78 | 76 | 77 |

Pie de tabla 3.6. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.7. Control VS Prototipo VII – 3.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 34,6 | 74,4 | 75,4 | 74,9 | Media | 54,2 | 77,8 | 78,5 | 78,2 |
| DS | 15,4 | 6,2 | 4,9 | 5,3 | DS | 22,6 | 8,8 | 6,4 | 7,5 |
| IC | 4,8 | 1,9 | 1,5 | 1,7 | IC | 7,0 | 2,7 | 2,0 | 2,3 |
| Mediana | 35,5 | 76 | 76 | 75,75 | Mediana | 61,5 | 81 | 80 | 80,75 |

Pie de tabla 3.7. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.8. Control VS Prototipo VII – 3.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 44,1 | 78,4 | 78,1 | 78,2 | Media | 57,3 | 78,6 | 78,7 | 78,6 |
| DS | 12,4 | 6,5 | 6,9 | 6,5 | DS | 15,2 | 4,4 | 4,1 | 3,9 |
| IC | 3,8 | 2,0 | 2,2 | 2,0 | IC | 4,7 | 1,4 | 1,3 | 1,2 |
| Mediana | 45 | 80,5 | 80 | 80,25 | Mediana | 53 | 80 | 79,5 | 79,75 |

Pie de tabla 3.8. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.9. Control VS Prototipo VII – 3.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 63,7 | 76,3 | 76,5 | 76,4 | Media | 75,9 | 79,0 | 79,1 | 79,0 |
| DS | 18,7 | 6,9 | 6,9 | 6,8 | DS | 16,2 | 6,6 | 8,1 | 7,3 |
| IC | 5,8 | 2,1 | 2,2 | 2,1 | IC | 5,0 | 2,0 | 2,5 | 2,3 |
| Mediana | 60 | 78 | 78 | 78 | Mediana | 78 | 80 | 81 | 80 |

Pie de tabla 3.9. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.10. Control VS Prototipo VII – 3.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 66,4 | 76,4 | 76,1 | 76,2 | Media | 68,8 | 80,0 | 79,3 | 79,6 |
| DS | 24,4 | 11,1 | 11,7 | 11,2 | DS | 21,7 | 5,4 | 5,0 | 5,2 |
| IC | 7,6 | 3,4 | 3,6 | 3,5 | IC | 6,7 | 1,7 | 1,6 | 1,6 |
| Mediana | 70 | 80 | 80 | 80,25 | Mediana | 67,5 | 81,5 | 80,5 | 81 |

Pie de tabla 3.10. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.11. Control VS Prototipo VII – 4.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 43,6 | 76,5 | 75,5 | 76,0 | Media | 64,7 | 79,0 | 78,0 | 78,5 |
| DS | 25,5 | 4,8 | 5,6 | 5,0 | DS | 22,8 | 2,6 | 4,1 | 3,2 |
| IC | 7,9 | 1,5 | 1,7 | 1,6 | IC | 7,1 | 0,8 | 1,3 | 1,0 |
| Mediana | 40,5 | 77 | 75,5 | 76 | Mediana | 62,5 | 80 | 79 | 79 |

Pie de tabla 3.11. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.12. Control VS Prototipo VII – 4.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 45,2 | 78,9 | 79,3 | 79,1 | Media | 65,7 | 79,6 | 80,2 | 79,9 |
| DS | 15,2 | 4,8 | 5,1 | 4,8 | DS | 19,2 | 2,5 | 2,7 | 2,5 |
| IC | 4,7 | 1,5 | 1,6 | 1,5 | IC | 6,0 | 0,8 | 0,8 | 0,8 |
| Mediana | 43,5 | 80 | 80 | 80,25 | Mediana | 65 | 80 | 81 | 81 |

Pie de tabla 3.12. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.13. Control VS Prototipo VII – 4.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 52,5 | 76,5 | 75,9 | 76,2 | Media | 60,3 | 76,0 | 76,2 | 76,1 |
| DS | 20,4 | 5,7 | 6,3 | 5,9 | DS | 24,0 | 7,1 | 6,5 | 6,6 |
| IC | 6,3 | 1,8 | 2,0 | 1,8 | IC | 7,4 | 2,2 | 2,0 | 2,0 |
| Mediana | 48 | 78 | 77 | 77,75 | Mediana | 63,5 | 78 | 78 | 78 |

Pie de tabla 3.13. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.14. Control VS Prototipo VII – 4.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 54,5 | 76,4 | 77,3 | 76,8 | Media | 65,0 | 75,0 | 77,6 | 76,3 |
| DS | 22,9 | 7,4 | 6,6 | 6,7 | DS | 27,4 | 9,2 | 7,1 | 8,0 |
| IC | 7,1 | 2,3 | 2,0 | 2,1 | IC | 8,5 | 2,9 | 2,2 | 2,5 |
| Mediana | 55 | 79,5 | 80 | 79,5 | Mediana | 72,5 | 78 | 79 | 78,75 |

Pie de tabla 3.14. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.15. Control VS Prototipo VII – 4.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 58,0 | 79,7 | 80,1 | 79,9 | Media | 62,8 | 76,9 | 78,0 | 77,4 |
| DS | 18,0 | 3,5 | 3,1 | 3,2 | DS | 18,3 | 5,3 | 4,3 | 4,2 |
| IC | 5,6 | 1,1 | 1,0 | 1,0 | IC | 5,7 | 1,6 | 1,3 | 1,3 |
| Mediana | 61,5 | 81 | 81 | 81 | Mediana | 63 | 76,5 | 78 | 78 |

Pie de tabla 3.15. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.16. Control VS Prototipo VII – 4.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 62,8 | 81,2 | 82,2 | 81,7 | Media | 64,6 | 78,1 | 79,2 | 78,7 |
| DS | 20,6 | 4,1 | 4,2 | 4,0 | DS | 20,1 | 3,7 | 4,1 | 3,6 |
| IC | 6,4 | 1,3 | 1,3 | 1,2 | IC | 6,2 | 1,2 | 1,3 | 1,1 |
| Mediana | 65,5 | 82 | 83 | 82,5 | Mediana | 65 | 78 | 80 | 79 |

Pie de tabla 3.16. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.17. Control VS Prototipo VII – 4.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 79,2 | 82,2 | 82,2 | 82,2 | Media | 71,0 | 80,4 | 80,2 | 80,3 |
| DS | 17,6 | 4,2 | 3,3 | 3,7 | DS | 20,8 | 4,2 | 4,0 | 3,3 |
| IC | 5,4 | 1,3 | 1,0 | 1,1 | IC | 6,4 | 1,3 | 1,2 | 1,0 |
| Mediana | 85 | 83 | 83 | 83 | Mediana | 72,5 | 79,5 | 80 | 81 |

Pie de tabla 3.17. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.18. Control VS Prototipo VII – 4.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 77,5 | 82,8 | 82,1 | 82,4 | Media | 69,8 | 80,3 | 80,6 | 80,4 |
| DS | 23,6 | 3,5 | 4,3 | 3,8 | DS | 28,0 | 6,9 | 6,3 | 6,4 |
| IC | 7,3 | 1,1 | 1,3 | 1,2 | IC | 8,7 | 2,1 | 2,0 | 2,0 |
| Mediana | 92 | 83,5 | 83 | 83,25 | Mediana | 81,5 | 83 | 81,5 | 82,5 |

Pie de tabla 3.18. 184510 – Implante grupo control; 184510 X7 – Implante grupo estudio Prototipo VII; Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Análisis estadístico

Se han analizado todos los datos, realizando primero un test de distribución normal con el fin de analizar si se trataba de una distribución normal o no y, posteriormente se aplicó el test idóneo para cada caso siguiendo el siguiente esquema.

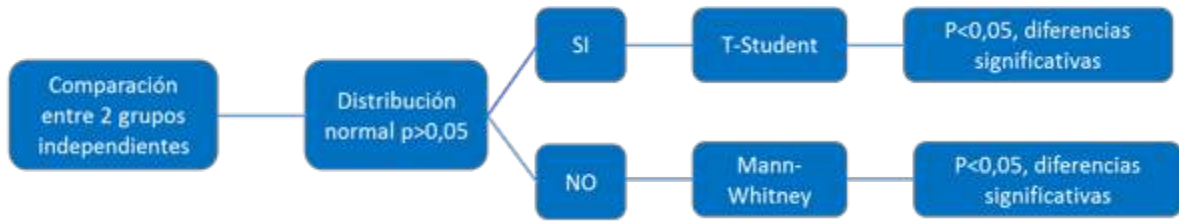


Ilustración 42. Esquema del desarrollo estadístico seguido para determinar diferencias estadísticamente significativas

A continuación, se presenta una tabla con los resultados. En las columnas de TI y valor ISQ se especifica si existen diferencias estadísticamente significativas entre los implantes control (VEGA) y test prototipo VII.

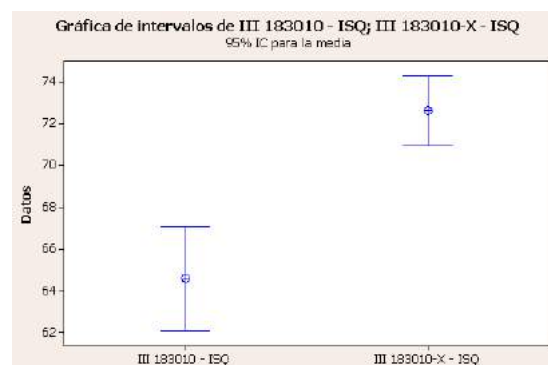
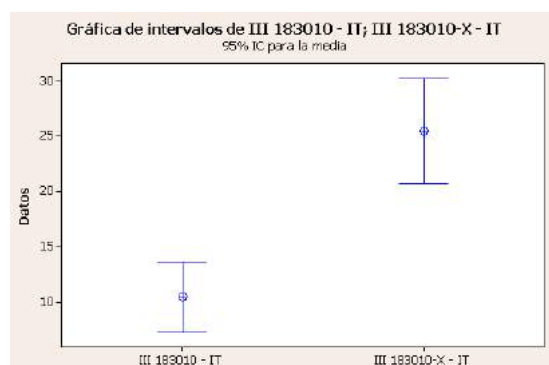
- “=” significa que no se encontraron diferencias significativas.
- “≠” significa que se encontraron diferencias significativas.
- P↑ significa que el implante prototipo presentaba un valor más elevado que el implante control.
- P↓ significa que el implante prototipo presentaba un valor menos elevado que el implante control.

Tabla 22. Resultados del estudio III

| Análisis por grupos | DIÁMETRO (mm) | TIPO HUESO | NORMO / INFRA | C / S | DISTRIBUCIÓN | IT | DISTRIBUCIÓN | ISQ |
|---------------------|---------------|------------|---------------|-------|--------------|--------|--------------|--------|
| 3.1 | 3.0 mm | III | NORMO | C | NO NORMAL | ≠ (P↑) | NO NORMAL | ≠ (P↑) |
| 3.2 | | III | NORMO | S | NO NORMAL | ≠ (P↑) | NO NORMAL | ≠ (P↑) |
| 3.3 | | III | INFRA | C | NO NORMAL | ≠ (P↑) | NO NORMAL | ≠ (P↑) |
| 3.4 | | III | INFRA | S | NO NORMAL | ≠ (P↑) | NO NORMAL | ≠ (P↑) |
| 3.5 | 3.5 mm | III | NORMO | C | NO NORMAL | ≠ (P↑) | NO NORMAL | ≠ (P↑) |
| 3.6 | | III | NORMO | S | NO NORMAL | ≠ (P↑) | NO NORMAL | = |
| 3.7 | | III | INFRA | C | NO NORMAL | ≠ (P↑) | NO NORMAL | ≠ (P↑) |
| 3.8 | | III | INFRA | S | NO NORMAL | = | NO NORMAL | = |
| 3.9 | 4.0 mm | III | NORMO | C | NO NORMAL | ≠ (P↑) | NO NORMAL | ≠ (P↑) |
| 3.10 | | III | NORMO | S | NO NORMAL | ≠ (P↑) | NO NORMAL | = |
| 3.11 | | III | INFRA | C | NORMAL | = | NO NORMAL | = |
| 3.12 | | III | INFRA | S | NO NORMAL | ≠ (P↑) | NO NORMAL | = |
| 3.13 | 4.5 mm | III | NORMO | C | NORMAL | = | NO NORMAL | ≠ (P↓) |
| 3.14 | | III | NORMO | S | NORMAL | = | NO NORMAL | ≠ (P↓) |
| 3.15 | | III | INFRA | C | NO NORMAL | = | NO NORMAL | ≠ (P↓) |
| 3.16 | | III | INFRA | S | NO NORMAL | = | NO NORMAL | = |

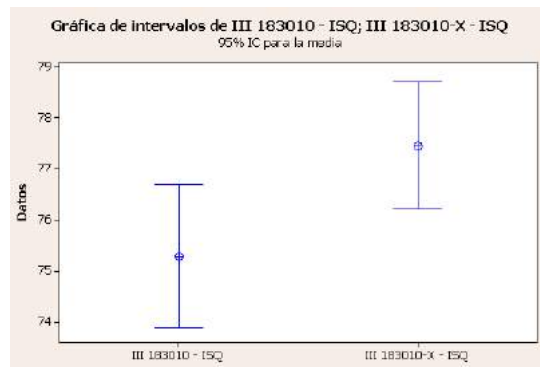
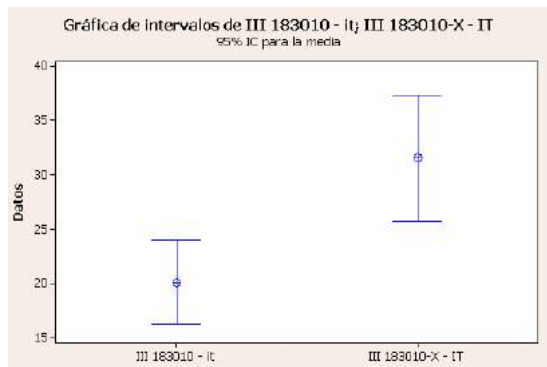
Análisis por grupos

3.1. Implante 3 mm de diámetro/Hueso tipo III - normofresado (NORMO) con fresa de perfil (C)



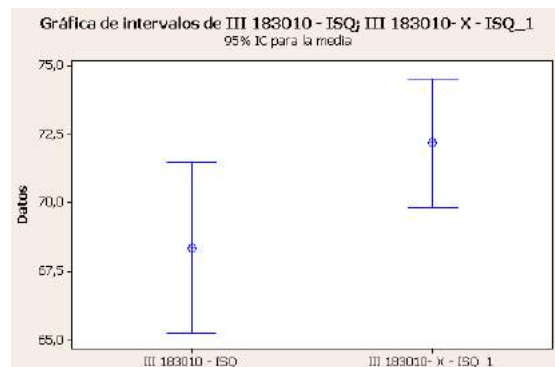
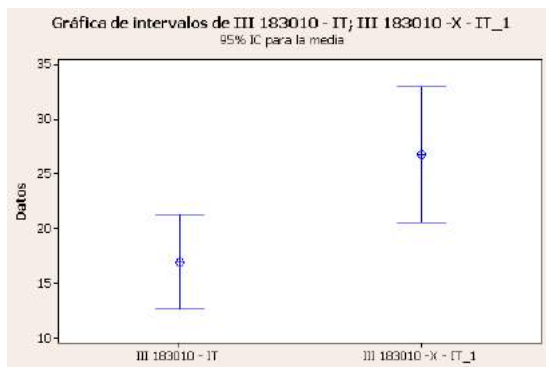
Se encontraron diferencias significativas respecto a ambas variables TI y valor ISQ. Además, el implante prototipo VII presenta valores de TI y ISQ mayores que el implante control (VEGA).

3.2. Implante 3 mm de diámetro Hueso tipo III - normofresado (NORMO) sin fresa de perfil (S)



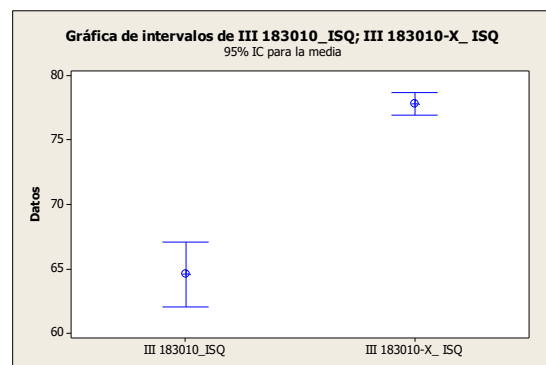
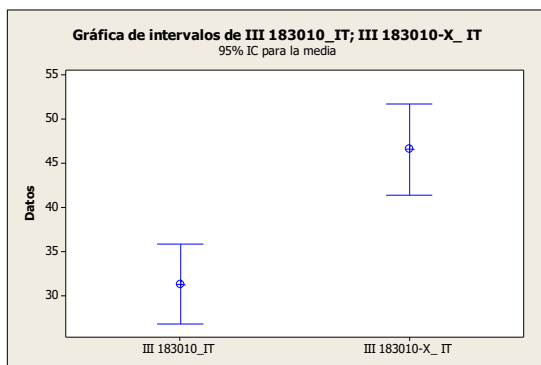
Se encontraron diferencias significativas respecto a ambas variables TI y valor ISQ. Además, el implante prototipo VII presenta valores de TI y ISQ mayores que el implante control (VEGA).

3.3. Implante 3 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) con fresa de perfil (C)



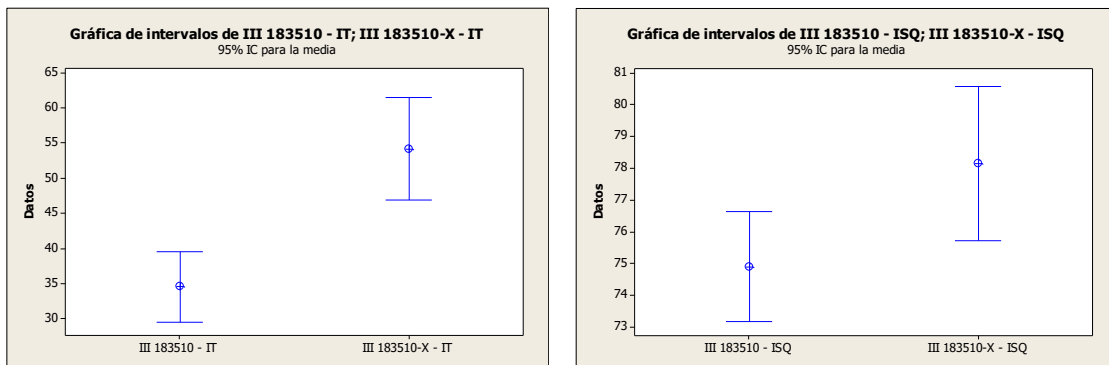
Se encontraron diferencias significativas respecto a ambas variables TI y valor ISQ. Además, el implante prototipo VII presenta valores de TI y ISQ mayores que el implante control (VEGA).

3.4. Implante 3 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) sin fresa de perfil (S)



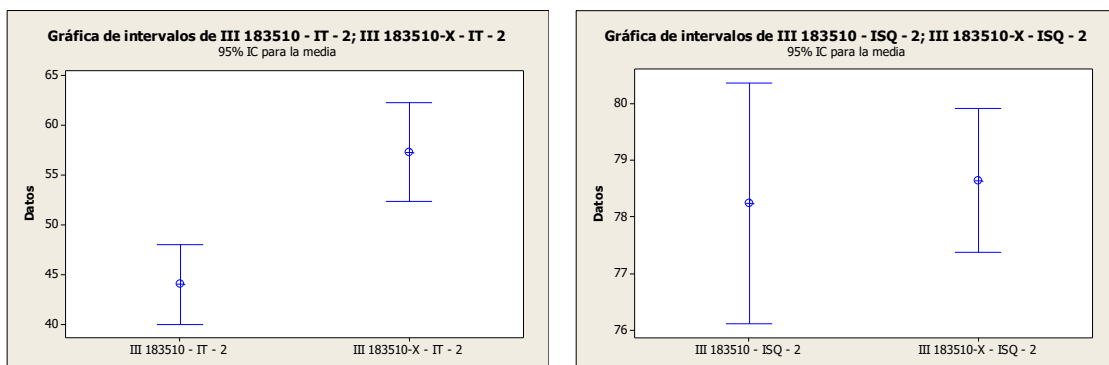
Se encontraron diferencias significativas respecto a ambas variables TI y valor ISQ. Además, el implante prototipo VII presenta valores de TI y ISQ mayores que el implante control (VEGA).

3.5. Implante 3.5 mm de diámetro/Hueso tipo III - normofresado (NORMO) con fresa de perfil (C)



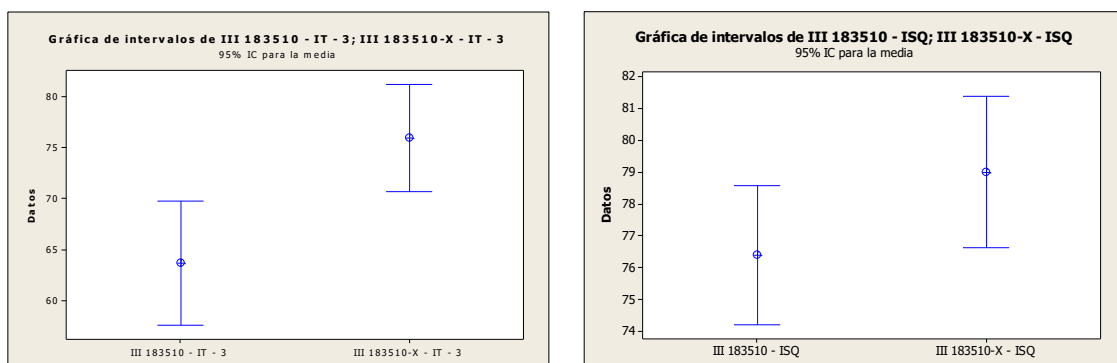
Se encontraron diferencias significativas respecto a ambas variables TI y valor ISQ. Además, el implante prototipo VII presenta valores de TI y ISQ mayores que el implante control (VEGA).

3.6. Implante 3.5 mm de diámetro/Hueso tipo III - normofresado (NORMO) sin fresa de perfil (S)



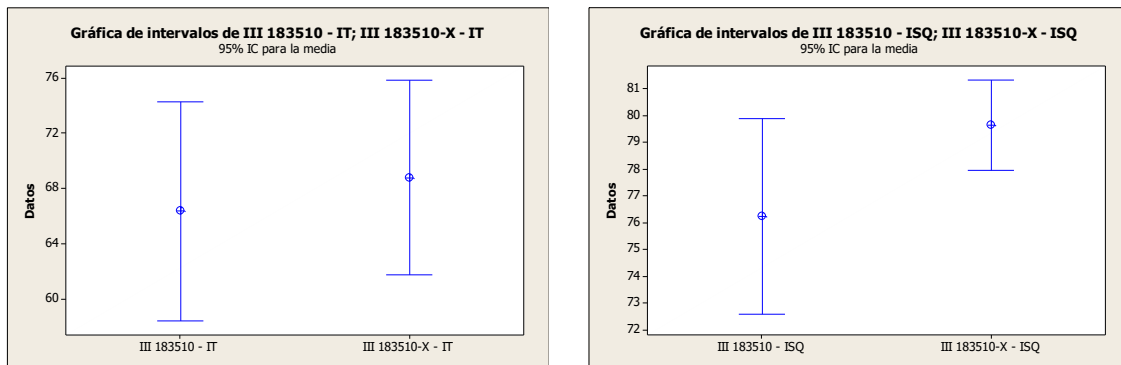
Se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI, pero no en cuanto al valor ISQ. El implante prototipo VII presenta un valor de TI mayor que el implante control (VEGA).

3.7. Implante 3.5 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) con fresa de perfil (C)



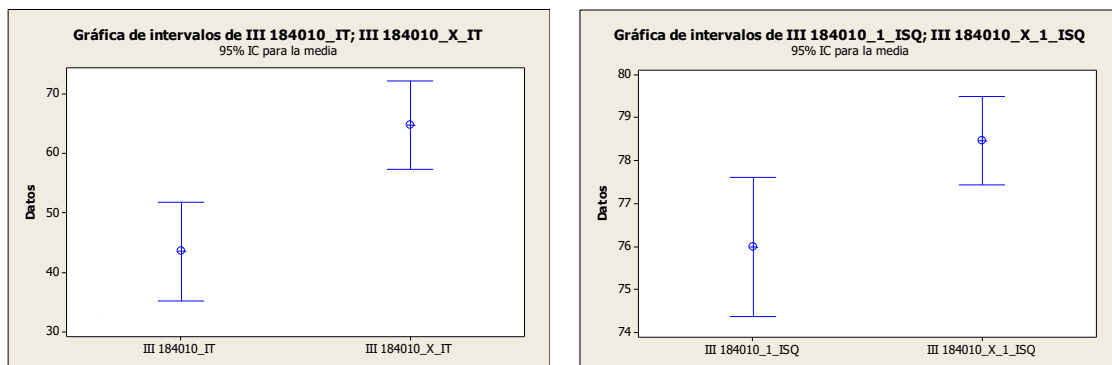
Se encontraron diferencias significativas respecto a ambas variables TI y valor ISQ. Además, el implante prototipo VII presenta valores de TI y ISQ mayores que el implante control (VEGA).

3.8. Implante 3.5 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) sin fresa de perfil (S)



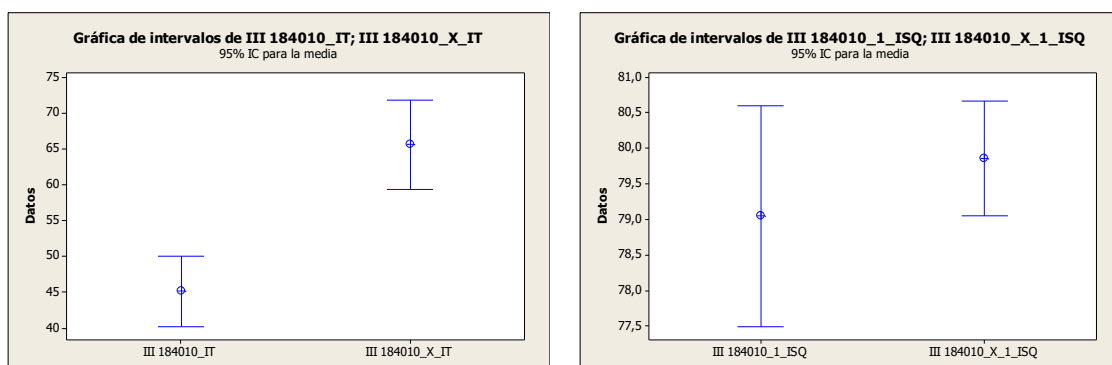
No se encontraron diferencias significativas respecto a ninguna de las variables TI y valor ISQ.

3.9. Implante 4 mm de diámetro/Hueso tipo III - normofresado (NORMO) con fresa de perfil (C)



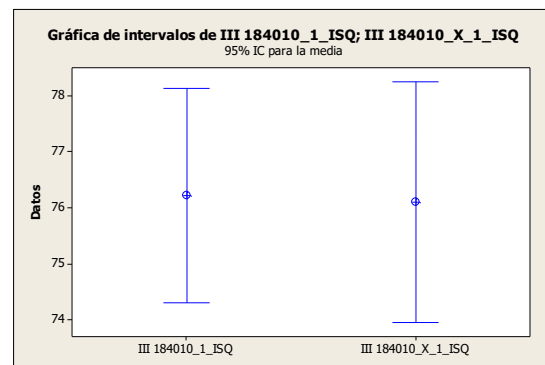
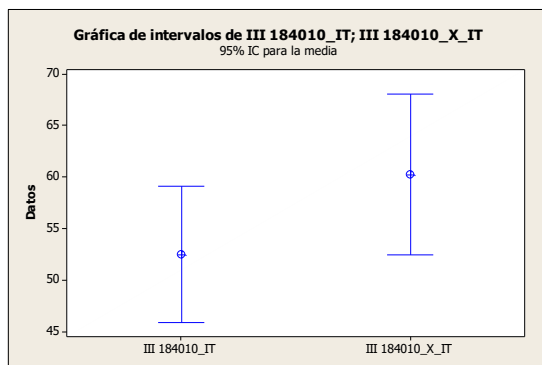
Se encontraron diferencias significativas respecto a ambas variables TI y valor ISQ. Además, el implante prototipo VII presenta valores de TI y ISQ mayores que el implante control (VEGA).

3.10. Implante 4 mm de diámetro/Hueso tipo III - normofresado (NORMO) sin fresa de perfil (S)



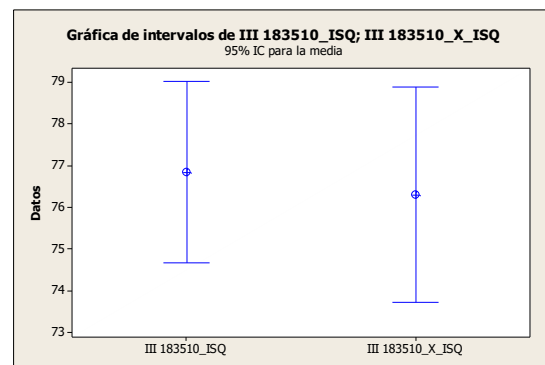
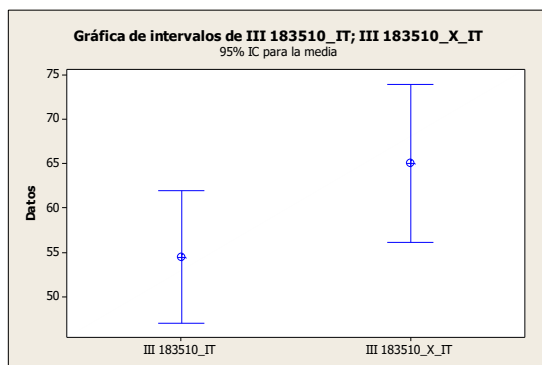
Se observaron diferencias significativas en cuanto a TI, pero no en cuanto al valor ISQ. El implante prototipo VII presenta un valor de TI mayor que el implante control (VEGA).

3.11. Implante 4 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) con fresa de perfil (C)



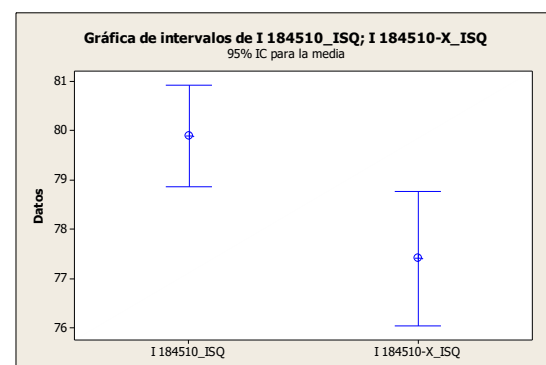
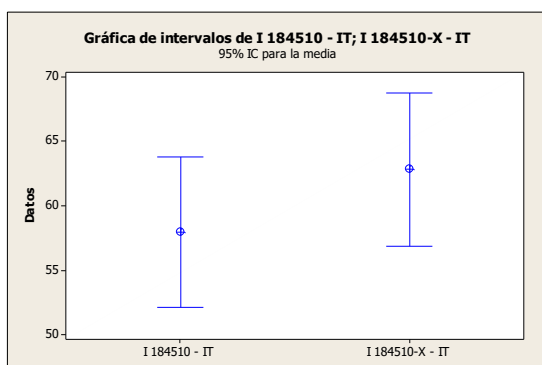
No se encontraron diferencias significativas respecto a ninguna de las variables TI y valor ISQ.

3.12. Implante 4 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) sin fresa de perfil (S)



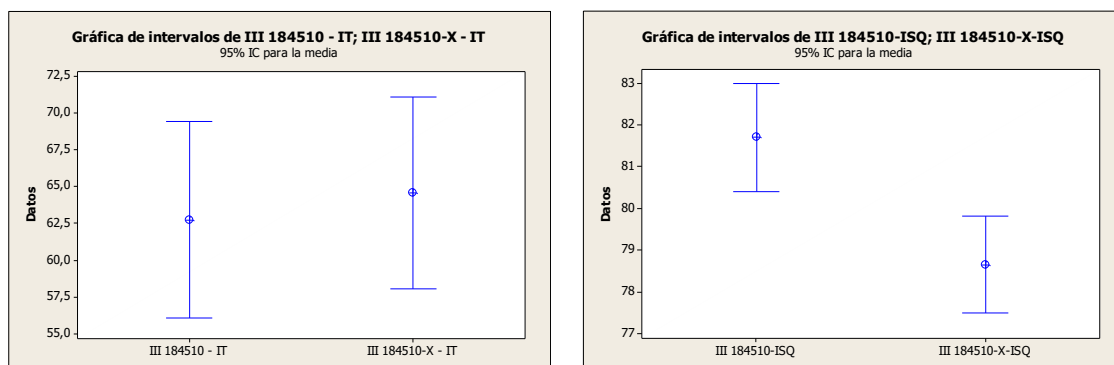
Se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI, pero no en cuanto al valor ISQ. El implante prototipo VII presenta un valor de TI mayor que el implante control (VEGA).

3.13. Implante 4.5 mm de diámetro/Hueso tipo III - normofresado (NORMO) con fresa de perfil (C)



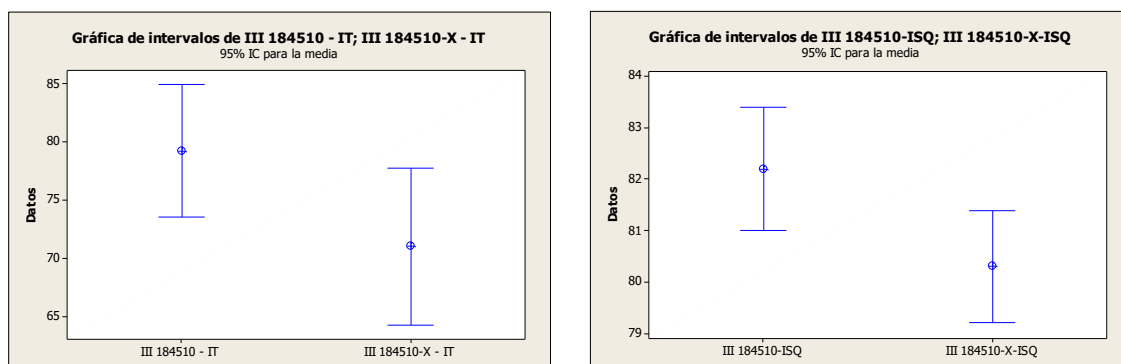
No se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI, pero sí en cuanto al valor ISQ. El implante prototipo VII presenta un valor de ISQ menor que el implante control (VEGA).

3.14. Implante 4.5 mm de diámetro/Hueso tipo III - normofresado (NORMO) sin fresa de perfil (S)



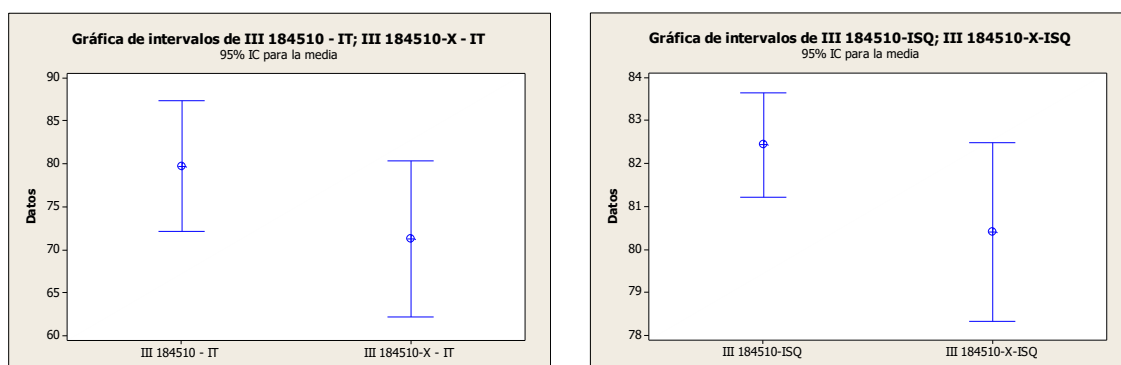
No se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI, pero sí en cuanto al valor ISQ. El implante prototipo VII presenta un valor de ISQ menor que el implante control (VEGA).

3.15. Implante 4.5 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) con fresa de perfil (C)



No se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI, pero sí en cuanto al valor ISQ. El implante prototipo VII presenta un valor de ISQ menor que el implante control (VEGA).

3.16. Implante 4.5 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) sin fresa de perfil (S)



No se encontraron diferencias significativas respecto a ninguna de las variables TI y valor ISQ.

A modo de resumen se puede decir en función de los implantes estudiados y agrupados por diámetro, lo siguiente:

Implantes de diámetro 3 mm:

- existen diferencias significativas en todas las configuraciones y, además, todas presentan un TI y un valor ISQ mayor en el prototipo VII que en el implante control (VEGA).

Implantes de diámetro 3.5 mm:

- todas las configuraciones estudiadas presentan un TI mayor en el implante prototipo VII que en el implante control (VEGA) menos en el infrafresado sin fresa de perfil que no presenta diferencias significativas. Los implantes prototipo VII colocados en una secuencia de fresado con fresa de perfil presentan un valor ISQ mayor (tanto los normofresados como los infrafresados). En cambio, no hay diferencias en los implantes colocados en una secuencia de fresado sin fresa de perfil.

Implantes de diámetro 4 mm:

- todas las configuraciones estudiadas presentan un TI mayor en los implantes prototipo VII respecto al implante control (VEGA) menos en los implantes infrafresados colocados en una secuencia de fresado con fresa de perfil que no presentan diferencias significativas en cuanto al TI.
- En cambio, en cuanto al valor ISQ no se observan diferencias significativas excepto en los implantes normofresados colocados en una secuencia de fresado con fresa de perfil, en los que el valor ISQ de los implantes prototipo VII es mayor que en los implantes control (VEGA).

Implantes de diámetro 4.5 mm:

- ninguna configuración presenta diferencias significativas en cuanto al TI, pero sí en cuanto al valor ISQ con un valor menor en los implantes normofresados (colocados en una secuencia de fresado con y sin fresa de perfil) y los implantes infrafresados colocados en una secuencia de fresado con fresa de perfil.

Como se puede observar tanto en los resultados como tras el análisis estadístico, el implante prototipo VII presenta una diferencia sustancial en cuanto a la mejora de la estabilidad del implante tras su inserción en el lecho óseo, especialmente en el registro de la variable TI. La estabilidad primaria registrada tanto en cuanto al valor del TI como del valor ISQ, es claramente más alta en el implante prototipo VII que en el implante control (VEGA), sobre todo en aquellos diámetros de implante menores, siendo este hecho más notorio en cuanto a lo que el TI se refiere. Los registros alcanzados en el valor ISQ son en todos los casos muy altos, por encima de lo que clínicamente cabe esperar.

La necesidad de unos torques de inserción muy elevados (por encima de los valores de TI deseados en la práctica clínica) para conseguir llevar el implante a la posición esperada de la porción más

coronal del implante con respecto al hueso crestral, sugieren última modificación, la disminución en 0.1 mm del núcleo del implante, dando lugar a la creación del prototipo VIII, implante objeto de valoración en el estudio IV.

Conclusión

El implante prototipo VII, como se puede apreciar en las tablas de resultados y en el análisis estadístico, que se describe a continuación, mostró un aumento significativo de la estabilidad primaria tanto en cuanto al TI como en el valor ISQ con respecto a los valores registrados para el implante control, principalmente en los diámetros de 3.0 mm, 3.5 mm y 4.0 mm. La sensación clínica de inserción mostró una elevada dificultad para llevar el implante a la posición deseada respecto al hueso crestral, 1 mm infracrestal. De este hecho se infirió que la utilización de este prototipo de implante podría conllevar una excesiva compresión del tejido óseo circundante, al margen de la dificultad para llevar el implante a la posición deseada dentro del lecho óseo creado.

Por estos motivos se sugirió realizar los siguientes cambios en el diseño del implante y crear un nuevo implante prototipo, el prototipo VIII:

- disminuir el diámetro del núcleo en su porción más coronal 0.1 mm;
- aumentar el grosor de las espiras 0.1 mm.

Con estos dos cambios se pretendía conseguir una disminución de la presión del implante sobre el hueso circundante, lo que llevaría al implante a alcanzar su posición ideal con mayor facilidad.

Estudio IV.

Como se ha referido anteriormente, en este estudio III se comparan dos diseños de implantes, el ya existente y comercializado, un diseño de implante cilíndrico como grupo control (implante Klockner VEGA) y un diseño de implante evolución del implante Prototipo VII, evolución del implante VEGA, grupo Prototipo VIII. Las características de los implantes están descritas en el apartado material y métodos: implantes.

Los grupos estudiados se muestran en la Tabla 16 a continuación, valorándose dos tipos de implantes, en dos tipos de hueso, en preparaciones realizadas con cuatro secuencias de fresado:

Tabla 23. Grupo control y grupo de test, diferentes tipos de hueso y técnicas quirúrgicas

| Implantes Estudio IV | | Tipos Hueso | Técnicas quirúrgicas |
|----------------------|----------------|-------------|-------------------------|
| Grupo Control | VEGA | | I-II |
| Grupo Test | Prototipo VIII | III-IV | Normofresado sin perfil |
| | | | Infrafresado con perfil |
| | | | Infrafresado sin perfil |

En la valoración de implantes **diámetro de 3.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 4.1, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- Tl grupo control 18.5 Ncm; DS 8.0; IC 2.5.
- **Tl grupo Prototipo VIII 26.9 Ncm; DS 8.7; IC 2.7.**
- ISQ A grupo control 81.1; DS 3.7; IC 1.2.
- **ISQ A grupo Prototipo VIII 82.7; DS 3.0; IC 0.9.**
- ISQ B grupo control 81.7; DS 3.1; IC 1.1.
- **ISQ B grupo Prototipo VIII 82.5; DS 2.8; IC 0.9.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 81.4; DS 3.6; IC 1.1.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VIII 82.6; DS 2.9; IC 0.9.**
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VIII 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado sin fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 4.2, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- Tl grupo control 13.1 Ncm; DS 4.0; IC 1.3.
- **Tl grupo Prototipo VIII 23.4 Ncm; DS 10.3; IC 3.2.**
- ISQ A grupo control 77.9; DS 2.6; IC 0.8.

- ISQ A grupo Prototipo VIII 78.7; DS 2.8; IC 0.9.
- ISQ B grupo control 78.9; DS 2.1; IC 0.6.
- ISQ B grupo Prototipo VIII 79.9; DS 2.8; IC 0.9.
- ISQ Medio (A + B) grupo control 78.4; DS 2.2; IC 0.7.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VIII 79.3; DS 2.7; IC 0.8.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VIII 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infrafresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 4.3, fueron encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 28.2 Ncm; DS 12.8; IC 4.0.
- **TI grupo Prototipo VIII 31.9 Ncm; DS 12.2; IC 3.8.**
- ISQ A grupo control 75.7; DS 4.0; IC 1.2.
- **ISQ A grupo Prototipo VIII 79.3; DS 3.4; IC 1.1.**
- ISQ B grupo control 75.7; DS 4.6; IC 1.4.
- **ISQ B grupo Prototipo VIII 78.7; DS 3.8; IC 1.2.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 75.7; DS 4.3; IC 1.3.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VIII 79.0; DS 3.6; IC 1.1.**
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VIII 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infrafresado sin fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 4.4, fueron encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 48.7 Ncm; DS 15.8; IC 4.9.
- **TI grupo Prototipo VIII 55.0 Ncm; DS 18.0; IC 5.6.**
- ISQ A grupo control 78.7; DS 2.4; IC 0.7.
- ISQ A grupo Prototipo VIII 79.1; DS 2.4; IC 0.8.
- ISQ B grupo control 79.1; DS 2.7; IC 0.8.
- ISQ B grupo Prototipo VIII 78.9; DS 3.2; IC 1.0.
- ISQ Medio (A + B) grupo control 78.9; DS 2.5; IC 0.8.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VIII 79.0; DS 2.8; IC 0.9.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 80% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VIII 95% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 4.5, fueron encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 45.2 Ncm; DS 26.1; IC 8.1.
- **TI grupo Prototipo VIII 58.9 Ncm; DS 27.7; IC 8.6.**
- ISQ A grupo control 81.2; DS 3.4; IC 1.1.
- ISQ A grupo Prototipo VIII 81.8; DS 3.7; IC 1.1.
- ISQ B grupo control 80.9; DS 3.1; IC 1.0.
- **ISQ B grupo Prototipo VIII 82.3; DS 3.0; IC 0.9.**
- **ISQ Medio (A + B) grupo control 81.1; DS 3.2; IC 1.0.**
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VIII 82.0; DS 3.3; IC 1.0.

- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 95% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VIII 95% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado sin fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 4.6, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 30.0 Ncm; DS 16.6; IC 5.1.
- **TI grupo Prototipo VIII 37.5 Ncm; DS 21.4; IC 6.6.**
- ISQ A grupo control 77.6; DS 5.7; IC 1.8.
- ISQ A grupo Prototipo VIII 77.5; DS 6.4; IC 2.0.
- ISQ B grupo control 78.7; DS 4.6; IC 1.4.
- ISQ B grupo Prototipo VIII 78.9; DS 4.6; IC 1.4.
- ISQ Medio (A + B) grupo control 78.2; DS 4.9; IC 1.5.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VIII 78.2; DS 5.5; IC 1.7.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VIII 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infrafresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 4.7, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- TI grupo control 59.5 Ncm; DS 26.9; IC 8.3.
- **TI grupo Prototipo VIII 65.2 Ncm; DS 24.4; IC 7.6.**
- ISQ A grupo control 80.3; DS 4.0; IC 1.2.
- **ISQ A grupo Prototipo VIII 82.1; DS 3.7; IC 1.1.**
- ISQ B grupo control 80.5; DS 3.1; IC 1.0.
- **ISQ B grupo Prototipo VIII 82.4; DS 3.8; IC 1.2.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 80.4; DS 3.4; IC 1.1.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VIII 82.2; DS 3.6; IC 1.1.**
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 95% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VIII 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 3.5 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infrafresado sin fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 4.8, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- **TI grupo control 83.5 Ncm; DS 20.8; IC 6.4.**
- TI grupo Prototipo VIII 79.8 Ncm; DS 20.0; IC 6.2.
- ISQ A grupo control 83.5; DS 2.2; IC 0.7.
- ISQ A grupo Prototipo VIII 83.3; DS 1.8; IC 0.6.
- ISQ B grupo control 83.3; DS 2.0; IC 0.6.
- ISQ B grupo Prototipo VIII 83.2; DS 1.8; IC 0.6.
- ISQ Medio (A + B) grupo control 83.4; DS 2.0; IC 0.6.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VIII 83.2; DS 1.6; IC 0.5.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 55% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VIII 80% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 4.9, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- Tl grupo control 47.0 Ncm; DS 13.3; IC 4.1.
- **Tl grupo Prototipo VIII 67.5 Ncm; DS 18.0; IC 5.6.**
- ISQ A grupo control 80.4; DS 2.6; IC 0.8.
- **ISQ A grupo Prototipo VIII 83.0; DS 1.9; IC 0.6.**
- ISQ B grupo control 80.4; DS 2.1; IC 0.6.
- **ISQ B grupo Prototipo VIII 82.9; DS 2.1; IC 0.7.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 80.4; DS 2.3; IC 0.7.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VIII 83.0; DS 1.9; IC 0.6.**
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VIII 85% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Normofresado sin fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 4.10, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- Tl grupo control 63.2 Ncm; DS 19.4; IC 6.0.
- **Tl grupo Prototipo VIII 73.1 Ncm; DS 17.6; IC 5.5.**
- **ISQ A grupo control 82.1; DS 2.8; IC 0.9.**
- ISQ A grupo Prototipo VIII 81.9; DS 3.1; IC 1.0.
- ISQ B grupo control 82.4; DS 2.8; IC 0.9.
- ISQ B grupo Prototipo VIII 82.2; DS 3.0; IC 0.9.
- ISQ Medio (A + B) grupo control 82.2; DS 2.7; IC 0.8.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VIII 82.0; DS 3.0; IC 0.9.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 75% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VIII 75% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infracresado con fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 4.11, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- Tl grupo control 26.7 Ncm; DS 14.7; IC 4.6.
- **Tl grupo Prototipo VIII 39.9 Ncm; DS 21.0; IC 6.5.**
- ISQ A grupo control 72.1; DS 5.4; IC 1.7.
- **ISQ A grupo Prototipo VIII 75.4; DS 4.4; IC 1.4.**
- ISQ B grupo control 73.2; DS 7.3; IC 2.2.
- **ISQ B grupo Prototipo VIII 74.3; DS 8.8; IC 2.7.**
- ISQ Medio (A + B) grupo control 72.6; DS 6.0; IC 1.9.
- **ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VIII 74.8; DS 5.9; IC 1.8.**
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VIII 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

En la valoración de implantes **diámetro de 4.0 mm en hueso tipo III con técnica preparación de Infrafresado sin fresa de perfil**, como se puede observar en la tabla 4.12, fueran encontrados los siguientes valores para las diferentes variables:

- Tl grupo control 59.1 Ncm; DS 21.5; IC 6.7.
- **Tl grupo Prototipo VIII 64.8 Ncm; DS 22.7; IC 7.0.**
- ISQ A grupo control 77.7; DS 8.0; IC 2.5.
- ISQ A grupo Prototipo VIII 78.1; DS 4.2; IC 1.3.
- ISQ B grupo control 78.3; DS 7.8; IC 2.4.
- ISQ B grupo Prototipo VIII 78.7; DS 3.2; IC 1.0.
- ISQ Medio (A + B) grupo control 78.0; DS 7.9; IC 2.4.
- ISQ Medio (A + B) grupo Prototipo VIII 78.4; DS 3.5; IC 1.1.
- **Sensación clínica de inserción:** Grupo control 100% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada, Grupo prototipo VIII 95% de los implantes alcanzaron la profundidad deseada.

Tabla 4.1. Control VS Prototipo VIII – 3.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 18,5 | 81,1 | 81,7 | 81,4 | Media | 26,9 | 82,7 | 82,5 | 82,6 |
| DS | 8,0 | 3,7 | 3,6 | 3,6 | DS | 8,7 | 3,0 | 2,8 | 2,9 |
| IC | 2,5 | 1,2 | 1,1 | 1,1 | IC | 2,7 | 0,9 | 0,9 | 0,9 |
| Mediana | 19 | 82 | 83 | 82,5 | Mediana | 25 | 83 | 83 | 83 |

Pie de tabla 4.1. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.2. Control VS Prototipo VIII – 3.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 13,1 | 77,9 | 78,9 | 78,4 | Media | 23,4 | 78,7 | 79,9 | 79,3 |
| DS | 4,0 | 2,6 | 2,1 | 2,2 | DS | 10,3 | 2,8 | 2,8 | 2,7 |
| IC | 1,3 | 0,8 | 0,6 | 0,7 | IC | 3,2 | 0,9 | 0,9 | 0,8 |
| Mediana | 13 | 77 | 79 | 78 | Mediana | 18 | 78 | 80 | 78,5 |

Pie de tabla 4.2. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.3. Control VS Prototipo VIII – 3.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 28,2 | 75,7 | 75,7 | 75,7 | Media | 31,9 | 79,3 | 78,7 | 79,0 |
| DS | 12,8 | 4,0 | 4,6 | 4,3 | DS | 12,2 | 3,4 | 3,8 | 3,6 |
| IC | 4,0 | 1,2 | 1,4 | 1,3 | IC | 3,8 | 1,1 | 1,2 | 1,1 |
| Mediana | 29 | 76 | 77 | 76 | Mediana | 30 | 79 | 79 | 79,5 |

Pie de tabla 4.3. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.4. Control VS Prototipo VIII – 3.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 48,7 | 78,7 | 79,1 | 78,9 | Media | 55,0 | 79,1 | 78,9 | 79,0 |
| DS | 15,8 | 2,4 | 2,7 | 2,5 | DS | 18,0 | 2,4 | 3,2 | 2,8 |
| IC | 4,9 | 0,7 | 0,8 | 0,8 | IC | 5,6 | 0,8 | 1,0 | 0,9 |
| Mediana | 50 | 78 | 78 | 78 | Mediana | 55 | 80 | 79 | 79,5 |

Pie de tabla 4.4. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.5. Control VS Prototipo VIII – 3.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 45,2 | 81,2 | 80,9 | 81,1 | Media | 58,9 | 81,8 | 82,3 | 82,0 |
| DS | 26,1 | 3,4 | 3,1 | 3,2 | DS | 27,7 | 3,7 | 3,0 | 3,3 |
| IC | 8,1 | 1,1 | 1,0 | 1,0 | IC | 8,6 | 1,1 | 0,9 | 1,0 |
| Mediana | 54 | 81 | 82 | 81,5 | Mediana | 60 | 83 | 83 | 83,5 |

Pie de tabla 4.5. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.6. Control VS Prototipo VIII – 3.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 30,0 | 77,6 | 78,7 | 78,2 | Media | 37,5 | 77,5 | 78,9 | 78,2 |
| DS | 16,6 | 5,7 | 4,6 | 4,9 | DS | 21,4 | 6,4 | 4,6 | 5,5 |
| IC | 5,1 | 1,8 | 1,4 | 1,5 | IC | 6,6 | 2,0 | 1,4 | 1,7 |
| Mediana | 26 | 79 | 79 | 79 | Mediana | 31 | 78 | 80 | 79 |

Pie de tabla 4.6. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.7. Control VS Prototipo VIII – 3.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 59,5 | 80,3 | 80,5 | 80,4 | Media | 65,2 | 82,1 | 82,4 | 82,2 |
| DS | 26,9 | 4,0 | 3,1 | 3,4 | DS | 24,4 | 3,7 | 3,8 | 3,6 |
| IC | 8,3 | 1,2 | 1,0 | 1,1 | IC | 7,6 | 1,1 | 1,2 | 1,1 |
| Mediana | 58 | 82 | 82 | 82 | Mediana | 64 | 84 | 84 | 83,5 |

Pie de tabla 4.7. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.8. Control VS Prototipo VIII – 3.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 83,5 | 83,5 | 83,3 | 83,4 | Media | 79,8 | 83,3 | 83,2 | 83,2 |
| DS | 20,8 | 2,2 | 2,0 | 2,0 | DS | 20,0 | 1,8 | 1,8 | 1,6 |
| IC | 6,4 | 0,7 | 0,6 | 0,6 | IC | 6,2 | 0,6 | 0,6 | 0,5 |
| Mediana | 100 | 84 | 84 | 84 | Mediana | 82 | 83 | 84 | 83,5 |

Pie de tabla 4.8. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.9. Control VS Prototipo VIII – 4.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 47,0 | 80,4 | 80,4 | 80,4 | Media | 67,5 | 83,0 | 82,9 | 83,0 |
| DS | 13,3 | 2,6 | 2,1 | 2,3 | DS | 18,0 | 1,9 | 2,1 | 1,9 |
| IC | 4,1 | 0,8 | 0,6 | 0,7 | IC | 5,6 | 0,6 | 0,7 | 0,6 |
| Mediana | 46 | 81 | 81 | 80,5 | Mediana | 61 | 83 | 84 | 83,5 |

Pie de tabla 4.9. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.10. Control VS Prototipo VIII – 4.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 63,2 | 82,1 | 82,4 | 82,2 | Media | 73,1 | 81,9 | 82,2 | 82,0 |
| DS | 19,4 | 2,8 | 2,8 | 2,7 | DS | 17,6 | 3,1 | 3,0 | 3,0 |
| IC | 6,0 | 0,9 | 0,9 | 0,8 | IC | 5,5 | 1,0 | 0,9 | 0,9 |
| Mediana | 64 | 83 | 83 | 82,5 | Mediana | 71 | 82 | 83 | 83 |

Pie de tabla 4.10. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.11. Control VS Prototipo VIII – 4.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 26,7 | 72,1 | 73,2 | 72,6 | Media | 39,9 | 75,4 | 74,3 | 74,8 |
| DS | 14,7 | 5,4 | 7,3 | 6,0 | DS | 21,0 | 4,4 | 8,8 | 5,9 |
| IC | 4,6 | 1,7 | 2,2 | 1,9 | IC | 6,5 | 1,4 | 2,7 | 1,8 |
| Mediana | 30 | 76 | 76 | 75,5 | Mediana | 49 | 76 | 76 | 76 |

Pie de tabla 4.11. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.12. Control VS Prototipo VIII – 4.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| Media | 59,1 | 77,7 | 78,3 | 78,0 | Media | 64,8 | 78,1 | 78,7 | 78,4 |
| DS | 21,5 | 8,0 | 7,8 | 7,9 | DS | 22,7 | 4,2 | 3,2 | 3,5 |
| IC | 6,7 | 2,5 | 2,4 | 2,4 | IC | 7,0 | 1,3 | 1,0 | 1,1 |
| Mediana | 60 | 79 | 79 | 79 | Mediana | 70 | 79 | 79 | 79 |

Pie de tabla 4.12. TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Análisis estadístico

Se han analizado todos los datos, realizando primero un test de distribución normal con el fin de analizar si se trataba de una distribución normal o no y, posteriormente se aplicó el test idóneo para cada caso siguiendo el siguiente esquema:

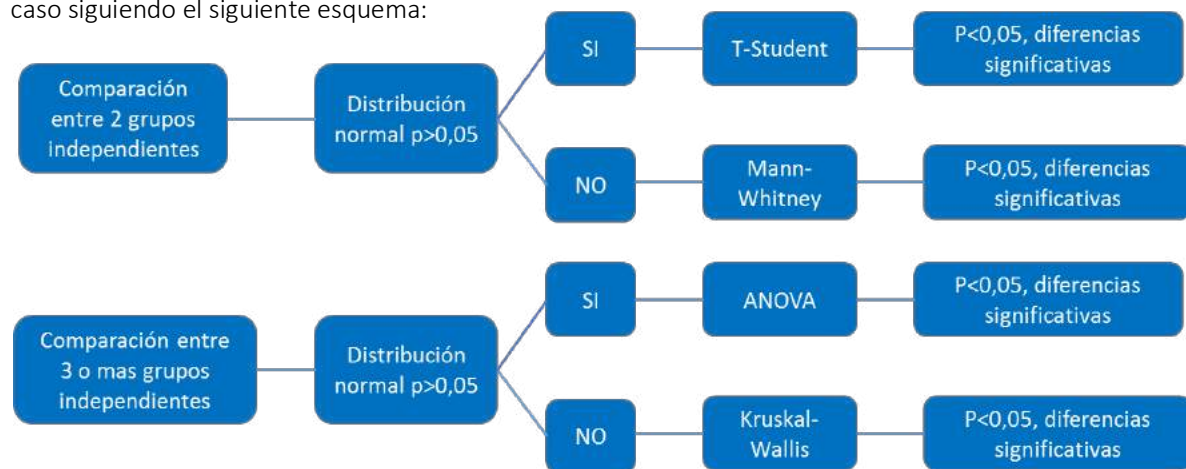


Ilustración 43. Esquema del desarrollo estadístico seguido para determinar diferencias estadísticamente significativas

A continuación, se presenta una tabla con los resultados. En las columnas de TI y valor ISQ se especifica si existen diferencias estadísticamente significativas entre los implantes control (VEGA) y test prototipo VII.

- “=” significa que no se encontraron diferencias significativas.
- “≠” significa que se encontraron diferencias significativas.
- P↑ significa que el implante prototipo presentaba un valor más elevado que el implante control (VEGA).
- P↓ significa que el implante prototipo presentaba un valor menos elevado que el implante control (VEGA).
- C significa con fresa de perfil.
- S significa sin fresa de perfil.

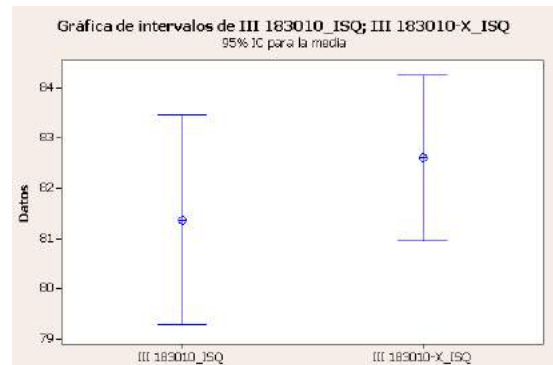
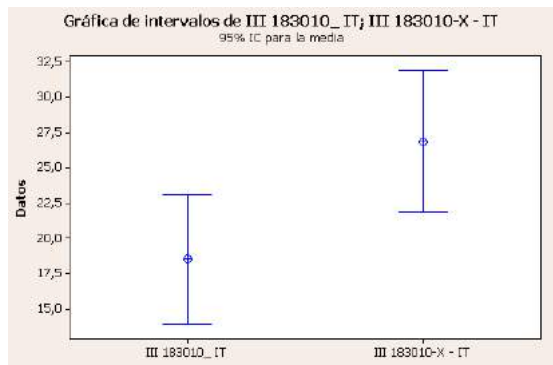
-

Tabla 24. Resultados del estudio IV

| Análisis por grupos | DIÁMETRO (mm) | TIPO HUESO | NORMO / INFRA | C / S | DISTRIBUCIÓN | IT | DISTRIBUCIÓN | ISQ |
|---------------------|---------------|------------|---------------|-------|--------------|--------|--------------|--------|
| 4.1 | 3.0 mm | III | NORMO | C | NORMAL | ≠ (P↑) | NO NORMAL | = |
| 4.2 | | III | NORMO | S | NO NORMAL | ≠ (P↑) | NORMAL | = |
| 4.3 | | III | INFRA | C | NORMAL | = | NO NORMAL | ≠ (P↑) |
| 4.4 | | III | INFRA | S | NORMAL | = | NO NORMAL | = |
| 4.5 | 3.5 mm | III | NORMO | C | NORMAL | = | NORMAL | = |
| 4.6 | | III | NORMO | S | NORMAL | = | NORMAL | = |
| 4.7 | | III | INFRA | C | NORMAL | = | NO NORMAL | ≠ (P↑) |
| 4.8 | | III | INFRA | S | NO NORMAL | = | NO NORMAL | = |
| 4.9 | 4.0 mm | III | NORMO | C | NO NORMAL | ≠ (P↑) | NORMAL | ≠ (P↑) |
| 4.10 | | III | NORMO | S | NO NORMAL | = | NO NORMAL | = |
| 4.11 | | III | INFRA | C | NO NORMAL | = | NORMAL | = |
| 4.12 | | III | INFRA | S | NORMAL | = | NO NORMAL | = |

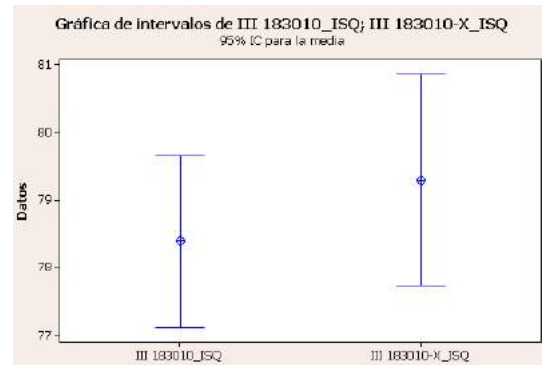
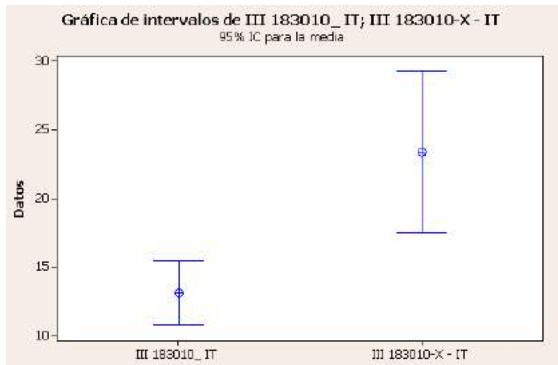
Análisis por grupos

4.1.- Implante 3 mm de diámetro/Hueso tipo III - normofresado (NORMO) con fresa de perfil (C)



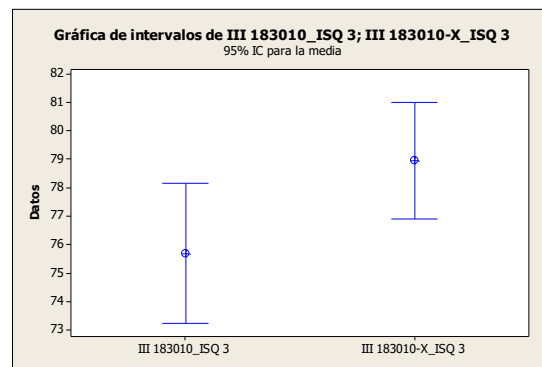
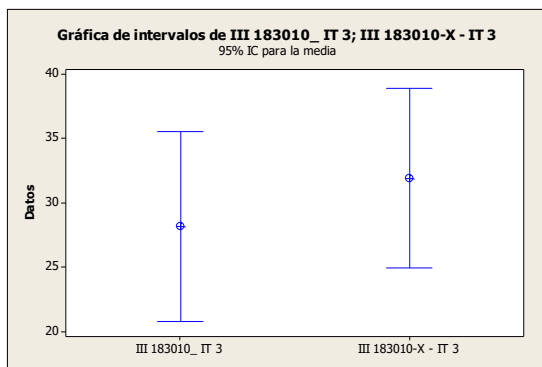
Se encontraron diferencias significativas al TI, pero no se encontraron diferencias significativas en cuanto al valor de ISQ. Además, el implante prototipo VIII tiene un TI mayor que el implante control (VEGA).

4.2.- Implante 3 mm de diámetro/Hueso tipo III - normofresado (NORMO) sin fresa de perfil (S)



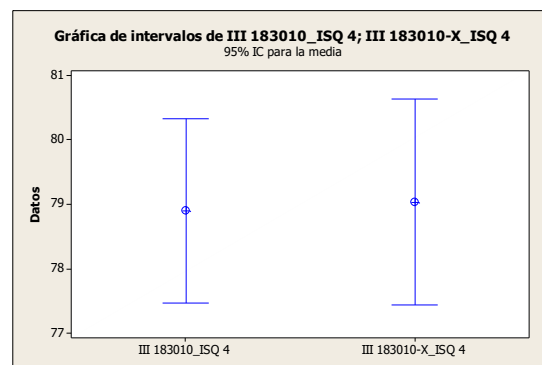
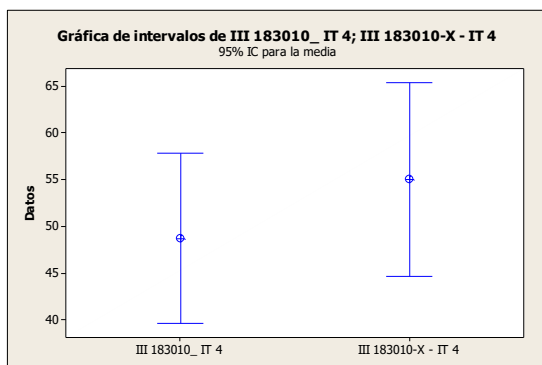
Se encontraron diferencias significativas al TI, pero no se encontraron diferencias significativas en cuanto al valor de ISQ. Además, el implante prototipo VIII tiene un TI mayor que el implante control (VEGA).

4.3.- Implante 3 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) con fresa de perfil (C)



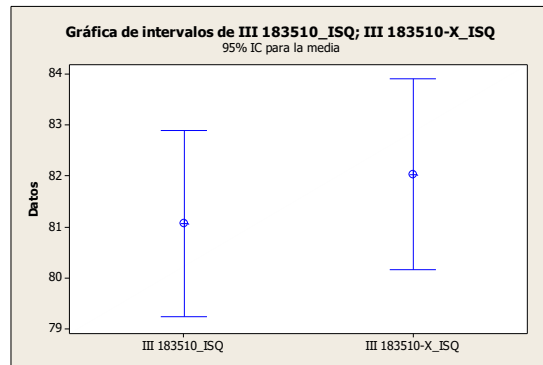
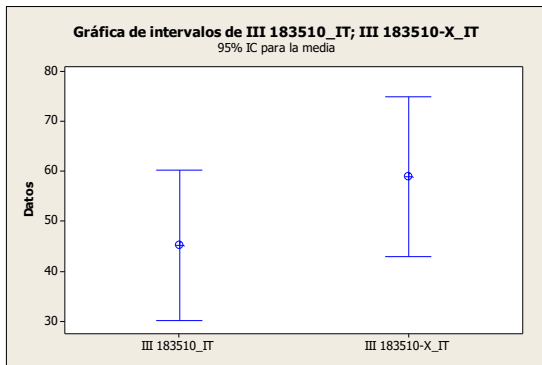
Se encontraron diferencias significativas al TI, pero no se encontraron diferencias significativas en cuanto al valor de ISQ. Además, el implante prototipo VIII tiene un TI mayor que el implante control (VEGA).

4.4.- Implante 3 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) sin fresa de perfil (S)



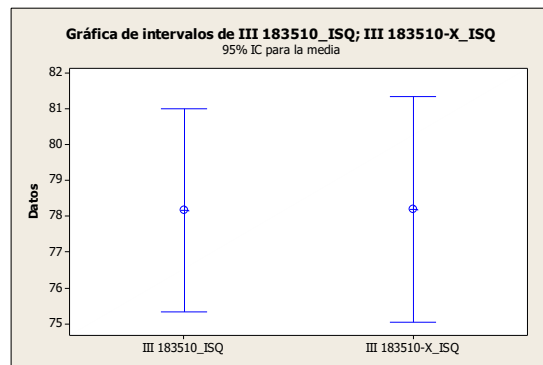
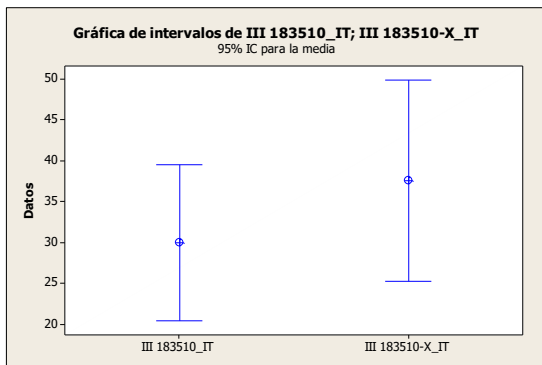
No se hallaron diferencias significativas en la variable TI ni en la de valor ISQ.

4.5.- Implante 3.5 mm de diámetro/Hueso tipo III - normofresado (NORMO) con fresa de perfil (C)



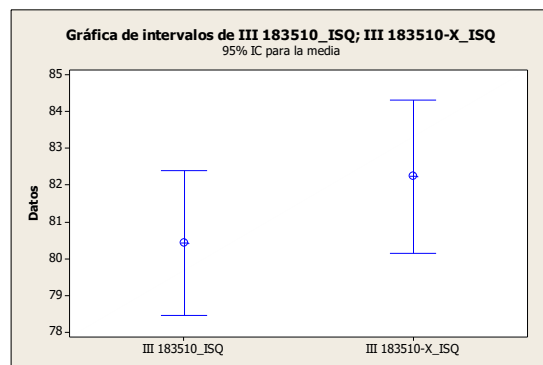
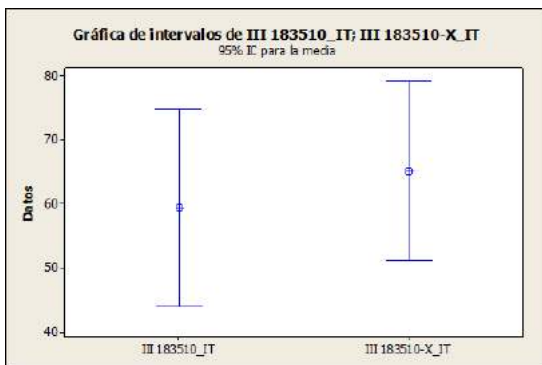
No se hallaron diferencias significativas en la variable TI ni en la de valor ISQ.

4.6.- Implante 3.5 mm de diámetro/Hueso tipo III - normofresado (NORMO) sin fresa de perfil (S)



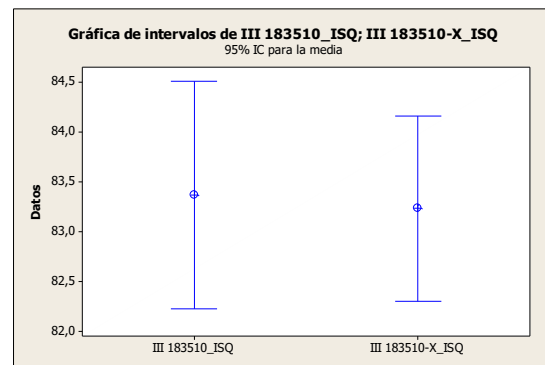
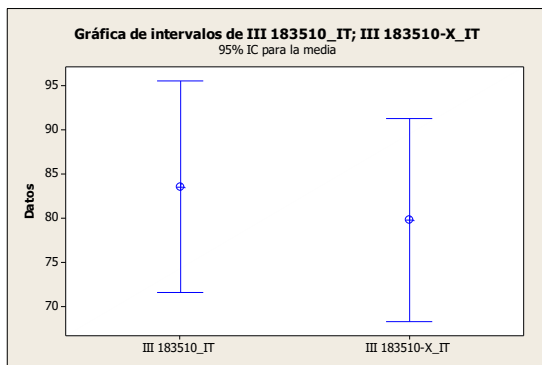
No se hallaron diferencias significativas en la variable TI ni en la de valor ISQ.

4.7.- Implante 3.5 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) con fresa de perfil (C)



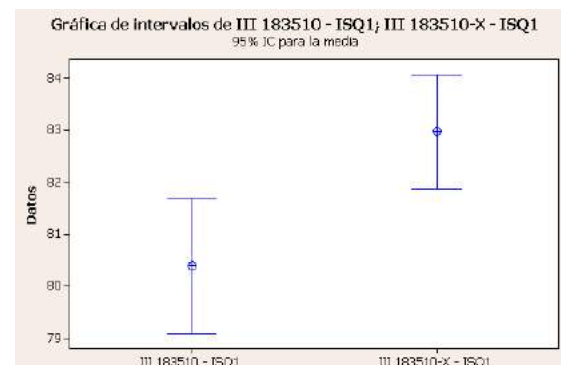
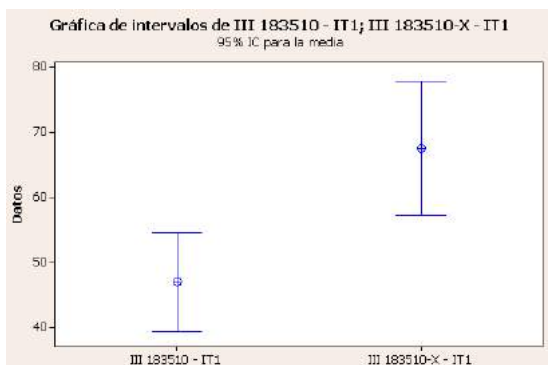
No se encontraron diferencias significativas en cuanto a TI, sí se encontraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto al valor ISQ. El implante prototipo VIII presentaba un valor ISQ mayor que el implante control (VEGA).

4.8.- Implante 3.5 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) sin fresa de perfil (S)



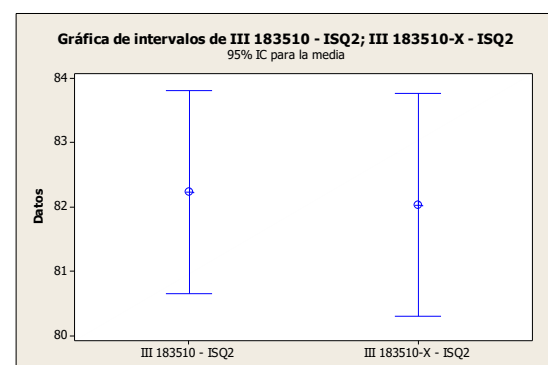
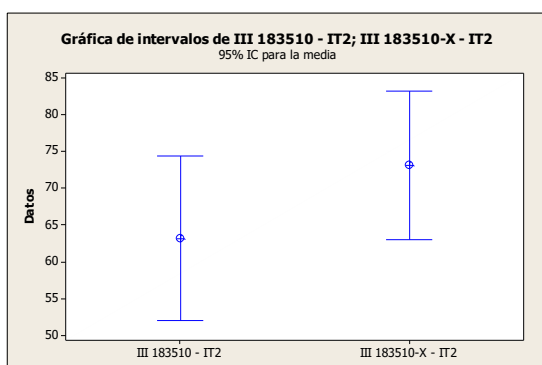
No se hallaron diferencias significativas en la variable TI ni en la de valor ISQ.

4.9.- Implante 4 mm de diámetro/Hueso tipo III - normofresado (NORMO) con fresa de perfil (C)



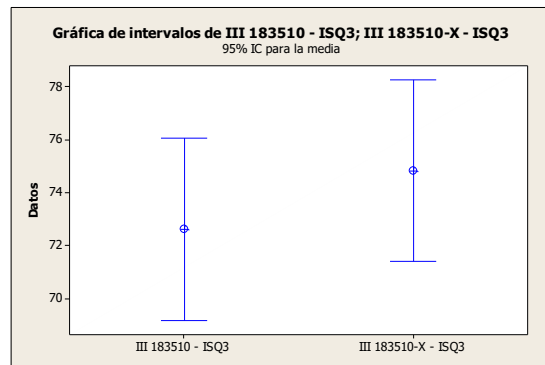
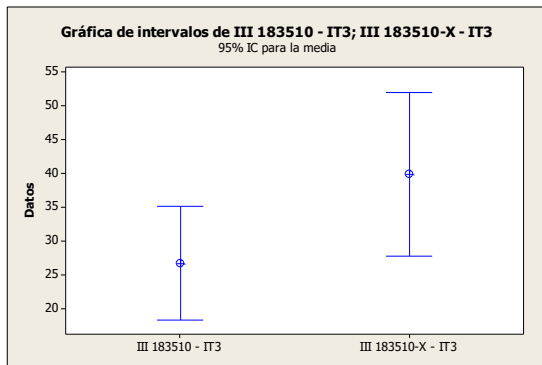
Se encontraron diferencias significativas en cuanto al TI y en cuanto al valor ISQ. El implante prototipo VIII tiene un TI y un valor ISQ mayor que el implante control (VEGA).

4.10.-. Implante 4 mm de diámetro/Hueso tipo III - normofresado (NORMO) sin fresa de perfil (S)



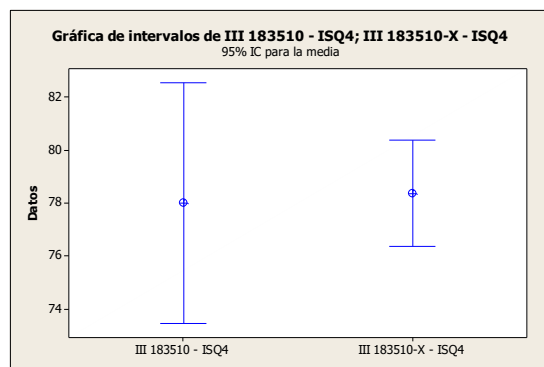
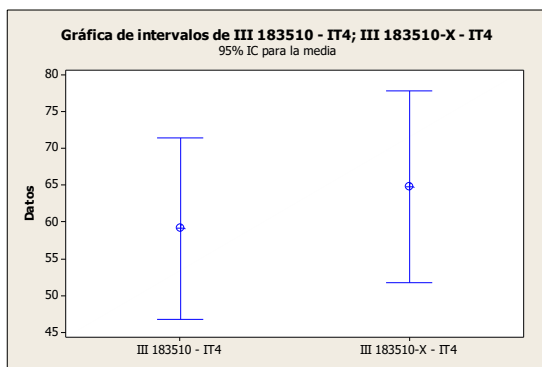
No se hallaron diferencias significativas en la variable TI ni en la de valor ISQ.

4.11- Implante 4 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) con fresa de perfil (C)



No se hallaron diferencias significativas en la variable TI ni en la de valor ISQ.

4.12.- Implante 4 mm de diámetro/Hueso tipo III - infrafresado (INFRA) sin fresa de perfil (S)



No se hallaron diferencias significativas en la variable TI ni en la de valor ISQ.

A modo de resumen se puede decir en función de los implantes estudiados y agrupados por diámetro, lo siguiente:

Implantes de diámetro 3 mm:

En cuanto al parámetro TI, se encontraron diferencias significativas en los implantes normofresados. El implante prototipo VIII presentaba un TI mayor que el implante control (VEGA).

En cuanto al valor ISQ sólo presentaban diferencias los implantes infrafresados con una secuencia con fresa de perfil, presentando un valor ISQ mayor los implantes prototipo VIII.

Implantes de diámetro 3.5 mm:

No se encontraron diferencias significativas respecto al TI. Solo se encontraron diferencias significativas en los implantes infrafresados con una secuencia con fresa de perfil, presentando un valor ISQ mayor los implantes prototipo VIII.

Implantes de diámetro 4 mm:

Solo presentaron diferencias significativas en cuanto a TI y valor ISQ los implantes normofresados con una secuencia con fresa de perfil. El prototipo VIII mostró un valor mayor para ambos parámetros que el implante control (VEGA).

Conclusión

Como se puede observar tanto en los resultados como tras el análisis estadístico, el implante prototipo VIII presenta una diferencia sustancial en cuanto a la mejora de la estabilidad del implante tras su inserción en el lecho óseo, en el registro de ambas variables.

La estabilidad primaria registrada tanto en cuanto al valor del TI como del valor ISQ, es claramente más alta en el implante prototipo VIII que en el implante control (VEGA).

Los registros alcanzados en el valor ISQ son en todos los casos muy altos, por encima de lo que clínicamente cabe esperar. Si bien no se mostraron diferencias estadísticamente significativas, si la tendencia de los valores ISQ es a ser más altos en el caso de los implantes prototipo VIII que en la valoración de los implantes control (VEGA).

El valor TI, aún permaneciendo en valores altos, son claramente inferiores a los encontrados en el prototipo VIII. Hecho que guarda una relación directa con la sensación clínica de inserción, alcanzando los implantes la profundidad esperada sin la necesidad de aplicar torques tan altos como en la inserción de los implantes prototipo VII, con una mejor sensación clínica de inserción del implante en el lecho óseo que en el caso de los implantes prototipo VII.

Discusión

La estabilidad primaria de los implantes es un factor crucial en el proceso de osteointegración de estos una vez insertados en el lecho óseo. Si se tiene en cuenta que en la práctica diaria se aplican cada vez con más frecuencia protocolos que comprometen dicha estabilidad, bien por las características del tejido óseo que aloja los implantes (implantes postextracción o implantes colocados en hueso de pobre densidad), bien por las características del tratamiento en si mismo, como la utilización de protocolos de carga inmediata de los implantes, es una necesidad el facilitar o asegurar la existencia de estabilidad en el momento de la colocación del implante, conseguir una estabilidad primaria lo más alta posible en función de las circunstancias específicas de cada caso particular (59).

Las primeras publicaciones con tasas de éxito de implantes a largo plazo en carga inmediata aparecieron a fines de la década de 1990, y una gran parte de ellas hacían referencia a la rehabilitación de múltiples implantes en arcadas totalmente desdentadas, situación que genera condiciones biomecánicas muy favorables (199, 305-307).

A lo largo de los años, la industria que comercializa los implantes dentales, en su intento por satisfacer las demandas que exigían las situaciones clínicas, ha desarrollado implantes con características al nivel del macro y micro diseño que permiten satisfacer esas demandas con una mayor seguridad en los tratamientos, y de forma especial en aquellos tratamientos que implican más riesgo por sus particulares circunstancias. Así, se desarrollaron superficies rugosas sustractivas y superficies bioactivas (130) acortando de manera sustancial el periodo de osteointegración de los implantes, con independencia del protocolo clínico aplicado. Este hecho llevó a que el protocolo de espera propuesto por Brånemark de esperar de 3 a 6 meses a quedar obsoleto (18, 20, 21). Combinando el hecho de que ya existe un mayor conocimiento sobre la cicatrización ósea, junto con la proliferación del uso de este tipo de implantes, no pasó mucho tiempo antes de que se publicaran estudios basados en tratamientos en los que se aplicaban protocolos de carga inmediata en situaciones de implantes más críticas, como, por ejemplo, restauraciones unitarias o desdentados parciales. Estos estudios presentaron tasas de éxito y supervivencia similares a las obtenidas en la aplicación de los protocolos de carga diferida de los implantes, como se menciona en el capítulo “Supervivencia de los tratamientos con implantes dentales” (9-13).

La comunidad científica había conseguido acortar el tiempo de osteointegración, consiguiendo unas tasas de hueso en contacto con el implante (BIC) mas altas, sobre todo en el periodo crítico que va de la 2ª a la 4ª semana tras la colocación del implante en el lecho óseo (110, 112, 126, 127, 308). Aún así, y debido a las exigencias clínicas, aplicación de los protocolos de carga inmediata, era necesario dotar a los implantólogos de herramientas que permitieran abordar este tipo de tratamientos, en los que se aplicaría carga sobre los implantes desde el primer momento de su colocación en el lecho óseo, con una mayor seguridad. Surgieron innovaciones en el campo de la implantología oral, principalmente en el macrodiseño de los implantes, buscando diseños que facilitaran la consecución de una mayor estabilidad

primaria. Una de las tendencias actuales en la industria de los implantes ha sido el uso de implantes cónicos o con núcleos cónicos. Esta modificación del macrodiseño ha demostrado ser útil y efectiva para incrementar la estabilidad primaria, logrando incrementar los valores de TI y también de AFR de los implantes tras su colocación (128, 141, 148).

Además de esta evolución de la industria, los clínicos implicados en los tratamientos con implantes dentales han sugerido cambios en las técnicas quirúrgicas para tratar de superar estas dificultades y modificando la forma de actuar sobre el lecho receptor de los implantes, intentar conseguir una mayor estabilidad primaria. Se ha demostrado que la infrapreparación del lecho del implante, tanto en sentido vertical como horizontal, son eficientes para aumentar la estabilidad primaria y no son técnicamente exigentes en su aplicación (59, 100).

La intención del presente trabajo fue desarrollar un nuevo diseño de implante a partir y, tomando como base, un implante cilíndrico existente, con el fin de incrementar su estabilidad primaria. Fueron desarrollándose, como se ha visto previamente, prototipos de implantes que surgían de modificaciones de diseños testados en varios estudios realizados de manera consecutiva. Estos diversos cambios en la morfología o macrodiseño de los implantes dieron pie a 4 estudios donde cada uno tenía un propósito y gracias a los cuales finalmente se llegó a seleccionar un macrodiseño de implante dental que cumplía con los requisitos para los que se había propuesto su creación y que solicitaba la compañía que patrocina esta línea de investigación, tanto en lo que ha estabilidad primaria de los implantes se refiere como a la sensación clínica en su utilización.

Las modificaciones propuestas desde el inicio y a lo largo de los mencionados estudios, se realizaron en base a una revisión bibliográfica de los aspectos que afectan al macrodiseño de los implantes, como son los diseños de las espiras, la forma del núcleo del implante y los surcos longitudinales, todos ellos elementos implicados en el nivel de estabilidad primaria que alcanza el implante.

Desde el primer Prototipo se utilizaron espiras con forma cuadrangular que, según Ryu (2014), en una revisión de la literatura, de todos los formatos estudiados fueron los que garantizaron la mejor estabilidad primaria de los implantes (159).

También se introdujo desde el primer momento el uso de un núcleo de implante de forma cónica, que según la literatura ha demostrado alcanzar valores de TI y AFR superiores, asegurando así una mayor estabilidad primaria como ya se mencionó en el capítulo "Incremento de la Estabilidad - Núcleo" (104, 147-149, 151).

En el grupo 1 del Consenso ITI, Jung (2018), se centró fundamentalmente en la longitud y el diseño del implante, analizando así un total de 29 artículos, incluidos 3 RCTs con 3 años de seguimiento. Se incluyeron un total de 245 pacientes y se estudiaron 388 implantes. Como recomendaciones clínicas concluyeron que los implantes cónicos debían ser una opción a considerar en casos en los que se puedan comprometer estructuras anatómicas, exista falta de disponibilidad y calidad ósea y siempre que exista

riesgo de fenestración asociado a la colocación de los implantes. Respecto al uso de estos implantes como herramienta para lograr mayores niveles de estabilidad primaria, los autores concluyen que el diseño cónico debe ser visto como una alternativa válida para aumentar la estabilidad del implante, aunque existe una falta de literatura con valoraciones a largo plazo que confirme esta tendencia (151). Durante el desarrollo del presente estudio, y a partir de las conclusiones extraídas del artículo de Jung del consenso ITI, se tuvo en cuenta el punto de vista quirúrgico, y, desde un principio, los objetivos establecidos para el desarrollo de un implante cónico fueron la búsqueda de un incremento en la estabilidad primaria y el hecho de que este tipo de diseño facilita la inserción del implante y la protección de los tejidos y estructuras circundantes al disminuir el diámetro apical del implante.

Un estudio de Romanos (2012) tuvo como objetivo comparar la estabilidad primaria de los implantes en 3 diseños de implantes diferentes: - Bone Level (BL), - Standard Plus (SP), - Tapered Effect (TE) (Straumann, Institute Straumann AG, Basilea, Suiza). Todos los implantes utilizados fueron de 10 mm de longitud y 3,3 mm de diámetro. Se colocaron 30 implantes de cada diseño en costillas bovinas y se estudiaron los valores AFR y Periotest (PV). Los valores medios de PV para el diseño BL fueron $-4,67 (\pm 1,18)$, para el diseño SP $-6,07 (\pm 0,94)$ y para el diseño TE $-6,57 (\pm 0,57)$. Los valores medios de AFR (valor ISQ) fueron para el diseño BL $75,02 (\pm 3,65)$, para el diseño SP $75,98 (\pm 3,00)$ y para el diseño TE $79,83 (\pm 1,85)$. El análisis estadístico con la prueba one-way ANOVA mostró diferencias significativas entre los tres diseños en PV ($p < 0,0001$) y para AFR (valor ISQ) entre el diseño BL y el diseño TE y también entre el diseño SP y el diseño TE ($p < 0,0001$). Como principal conclusión, Romanos expone que obtuvo mayores resultados de AFR (valor ISQ) y PV en el diseño de implante TE (138). El estudio de Romanos va en la línea del trabajo que se presenta, el implante Straumann TE es un implante cónico por lo que presenta ciertas analogías en el diseño con los prototipos empleados en este trabajo y, especialmente, con el prototipo VII, presentando este último una mayor conicidad y surcos o ranuras longitudinales. La evolución encontrada desde el prototipo I hasta llegar al prototipo VII demuestra la eficacia del formato cónico del núcleo del implante en el aumento de la estabilidad primaria, siendo que ese aumento se registra más claramente cuanto menor es el diámetro de implante valorado. Sirva como ejemplo los implantes de 3.0 mm en todos los tipos de preparaciones, como se verifica en los siguientes resultados: **Grupo control normofresado con perfil: TI: 10.5 Ncm; DS 9.8 / ISQ Medio (A+B): 64.6; DS 7.7. Grupo prototipo VII normofresado con perfil: TI: 25.4 Ncm; DS 14.7 / ISQ Medio (A+B): 72.6; DS 5.2. Grupo control normofresado sin perfil: TI: 20.2 Ncm; DS 11.9 / ISQ Medio (A+B): 75.3; DS 4.3. Grupo prototipo VII normofresado sin perfil: TI: 31.6 Ncm; DS 17.9 / ISQ Medio (A+B): 77.5; DS 3.8. Grupo control infrafresado con perfil: TI: 17.0 Ncm; DS 13.3 / ISQ Medio (A+B): 68.4; DS 9.6. Grupo prototipo VII infrafresado con perfil: TI: 26.8 Ncm; DS 19.1 / ISQ Medio (A+B): 72.2; DS 7.3. Grupo control infrafresado sin perfil: TI: 31.5 Ncm; DS 14.1 / ISQ Medio (A+B): 64.6; DS 7.7. Grupo prototipo VII infrafresado sin perfil: TI: 46.5 Ncm; DS 15.9 / ISQ Medio (A+B): 77.8; DS 2.7.** Los resultados encontrados en nuestro estudio al comparar el grupo control con el grupo de implantes

Prototipo VII, muestran un evidente aumento en la estabilidad primaria en ambos parámetros de estabilidad registrados.

Irinakis (2009) realizó un estudio clínico con el objetivo de estudiar la estabilidad primaria de un implante de diseño cónico en el momento de su colocación, registrando el TI y evaluando su comportamiento a los 10 meses. El implante utilizado fue NobelActive (Nobel Biocare, Suiza, Zúrich), con 107 implantes colocados en 67 pacientes. Dos clínicos registraron el tipo de hueso donde se colocó el implante. Solo se perdieron 2 implantes a los 8 meses. Se encontraron TI para implantes de colocación diferida o alveolos cicatrizados de 51,4 Ncm (70 implantes) y en el caso de implantes inmediatos o postextracción de 52,9 Ncm (37), lo que demuestra que a nivel de TI los resultados son muy similares no dependiendo del tiempo o momento de la colocación, sea colocación inmediata o tardía (139). La evolución en el diseño de un implante cónico en la presente línea de trabajo siguió la misma filosofía de pensamiento que la descrita en el estudio de Irinakis para conseguir mejorar la estabilidad primaria de los implantes en aquellas situaciones menos favorables, de forma y manera que fuera lo más similar posible a aquella estabilidad encontrada o conseguida en situaciones quirúrgicas más favorables (mayor disponibilidad y/o densidad ósea), como ocurre en tipos de hueso menos denso. Los resultados de este trabajo están en consonancia con los resultados del estudio de Irinakis, en los dos tipos de hueso en los que se evaluaron los implantes, tipo II y tipo III. El grupo Prototipo I con diámetro de implante de 3,5 mm mostró valores similares de TI y valor ISQ: **Hueso tipo II, grupo prototipo I normofresado con fresa de perfil: TI: 24.8 Ncm; DS 5.1 / ISQ Medio (A + B): 65.6; DS 3.5. Hueso tipo III, grupo prototipo I normofresado con fresa de perfil: 22.2 Ncm; DS 8.2. ISQ Medio (A + B): 71.5; DS 6.1.** Los resultados presentados permiten concluir que, en ambas situaciones de densidad ósea, es posible observar un comportamiento semejante del prototipo en cuestión, demostrando que este tipo de macrodiseño de implante permite obtener valores de estabilidad primaria similares en tipos de hueso con diferente densidad.

En 2015, Yamaguchi, en un estudio in vitro sobre hueso artificial, imitando la densidad de hueso tipo IV según Lekholm y Zarb (1985), comparó 5 implantes con diferentes diseños (Straumann: Standard RN, Bone Level RC, Tapered Effect RN; Nobel Biocare: Brånemark MKIII, MKIV). Se evaluaron las curvas de tiempo de torque de inserción y remoción de los implantes, y se analizaron por zonas del implante, siendo estas: - inicial, - paralela, - cónica, - hombro. El aumento del torque medio en el área paralela fue el más bajo registrado, con una diferencia significativa para las otras áreas de los implantes ($p < 0.05$). Se obtuvieron valores de 2,14, 2,33 y 2,65 Ncm/s para las áreas inicial, cónica y hombro del implante, respectivamente. Los resultados demostraron un aumento de la curva de TI en implantes de diseño cónico o tapered con una angulación mayor de sus paredes, concluyendo que este hecho se debió a la capacidad del implante para compactar hueso en su zona apical (309). En línea con el estudio Yamaguchi en el que se comparan 5 diferentes diseños de implantes en condiciones quirúrgicas similares en cuanto a la localización y técnica quirúrgica, en el presente trabajo se compararon los 8 prototipos de implantes con diferentes macrodiseños (tipos de espiras, diseños autocompactantes, diseños autorroscantes, presencia

de surcos verticales), con la intención de seleccionar aquel que consiguiera una mayor estabilidad primaria en combinación con una buena sensación clínica de inserción.

En un estudio in vitro, realizado por Karl (2017), en espuma de poliuretano en forma de sándwich imitando en su parte externa una capa de hueso cortical y en su parte interna esponjosa, se colocaron 3 implantes con diferentes diseños, diferenciados tal y como refiere el autor por: I- OsseoSpeed EV (Astra), Dentsply- cilíndrico, II- Bone level, (BLT), Straumann – cónico, III- Nobel Active (NA), Nobel Biocare, cónico. Las variables utilizadas para estudiar la estabilidad primaria fueron TI y AFR (valor ISQ). Se colocaron 10 implantes de cada tipo y siempre se realizó la misma preparación para todos los implantes. En los resultados, el implante que presentó mayores valores de TI fue NA, con un valor medio de 36,52 Ncm, BLT con 27,60 Ncm y Astra con 23,70 Ncm. En cuanto al valor ISQ medio, NA también fue el que presentó los valores más altos 53,9, BLT 39,1 y Astra 51,3. En conclusión, Karl afirma que los implantes cónicos obtienen mayores valores de estabilidad primaria y que, por tanto, deben ser considerados en situaciones de implantes postextracción y aplicación de protocolos de carga inmediata (153). Los resultados de nuestro estudio son similares a los registrados en el estudio de Karl, como se puede observar en la evolución desde el inicio del estudio I. Los implantes cónicos presentan valores de estabilidad primaria más elevados en relación con los implantes cilíndricos, verificándose una diferencia más evidente en el estudio III, con el grupo de implantes Prototipo VII, en el que se determina un aumento más claro en ambas variables, TI y valor ISQ: **Implantes de diámetro de 3.0mm en hueso tipo III; Grupo control normofresado con perfil: TI: 10.5 Ncm; DS 9.8 / ISQ Medio (A+B): 64.6; DS 7.7. Grupo prototipo VII normofresado con perfil: TI: 25.4 Ncm; DS 14.7 / ISQ Medio (A+B): 72.6; DS 5.2. Grupo control normofresado sin perfil: TI: 20.2 Ncm; DS 11.9 / ISQ Medio (A+B): 75.3; DS 4.3. Grupo prototipo VII normofresado sin perfil: TI: 31.6 Ncm; DS 17.9 / ISQ Medio (A+B): 77.5; DS 3.8. Grupo control infrafresado con perfil: TI: 17.0 Ncm; DS 13.3 / ISQ Medio (A+B): 68.4; DS 9.6. Grupo prototipo VII infrafresado con perfil: TI: 26.8 Ncm; DS 19.1 / ISQ Medio (A+B): 72.2; DS 7.3. Grupo control infrafresado sin perfil: TI: 31.5 Ncm; DS 14.1 / ISQ Medio (A+B): 64.6; DS 7.7. Grupo prototipo VII infrafresado sin perfil: TI: 46.5 Ncm; DS 15.9 / ISQ Medio (A+B): 77.8; DS 2.7.** Estos resultados muestran que el macrodiseño del implante es un factor crítico para la consecución de la estabilidad primaria, con una mayor repercusión en implantes de menor diámetro, como el ejemplo anteriormente comentado de implantes de 3.0 mm de diámetro.

Un estudio in vitro publicado por Moon (2010) es algo similar al estudio objeto del presente trabajo, ya que se evaluó el efecto del diseño de los implantes (implantes cilíndricos y cónicos), y la influencia del tipo de preparación en la estabilidad primaria. Se realizó sobre hueso bovino, costilla de vaca, con dos densidades, hueso tipo II y hueso tipo IV según la clasificación de Lekholm y Zarb (1985). Se realizaron tres preparaciones diferentes para el lecho del implante, infrapreparación (-1 mm en la profundidad del lecho), preparación estándar y sobrepresión (+1 mm en la profundidad del lecho). Comparando el estudio de Moon con el presente estudio, las principales diferencias radican en el hecho de que las variaciones en la preparación se realizan verticalmente en el estudio de la Moon y

horizontalmente en este estudio. Aun así, los resultados son similares, ambos registran un aumento de la estabilidad del implante con infrapreparación, esto se debe a que hay un aumento de la superficie del implante en contacto con el hueso, y también refieren un aumento de la estabilidad cuando se usan implantes cónicos en relación con Implantes cilíndricos (310). Los resultados encontrados en el presente estudio son similares a los encontrados en el estudio de Moon cuando valoramos el estudio II, en implantes de 4.0 mm de diámetro en osteotomías realizadas con infrapreparación con fresa de perfil, como se puede observar en los siguientes registros: **Grupo control: TI: 34,6 Ncm; DS 16.3 / ISQ Medio (A+B): 73.8; DS 5.4. Grupo Prototipo: II TI: 38,9 Ncm; DS 18,8 / ISQ Medio (A+B): 77.8; DS 4.7. Grupo Prototipo III: TI: 43,2 Ncm; DS 18,9 / ISQ Medio (A+B): 78.4; DS 6.3. Grupo Prototipo IV: TI: 47,3 Ncm; DS 16.7 / ISQ Medio (A+B): 79.2; DS 4.6. Grupo Prototipo V: TI: 42,8 Ncm; DS 16.3 / ISQ Medio (A+B): 78.3; DS 5.1. Grupo Prototipo VI: TI: 51,3 Ncm; DS 18.6 / ISQ Medio (A+B): 80.1; DS 2.3**, hubo un aumento estadísticamente significativo de ambas variables en los 5 prototipos de implantes testados (II, III, IV, V, VI).

En 2017, Degidi, en un estudio in vitro, evaluó un cambio en la preparación del lecho implantario, que se describe como *Stepped Osteotomy* (infrafresado solo en la zona apical, para que no exista compresión a nivel del hueso crestal), y lo comparó con la preparación estándar y con la preparación con fresas específicas para el diseño de implante cónico. Las variables analizadas fueron: - variación del torque durante el tiempo de aplicación (variable torque work VTW), - TI máximo (pIT), - AFR (valor ISQ). Al comparar VTW con pIT se concluyó que la *Stepped Osteotomy* (VTW = 2280,53 ± 548,65 Ncm / pIT = 31,97 ± 8,98 Ncm) en comparación con la preparación estándar (VTW = 1919,29 ± 579,65 Ncm / pIT = 24,67 ± 8,99 Ncm) y con La preparación para implantes cónicos (VTW = 1620.62 ± 458.96 / pIT = 22.5 ± 7.53) fue el protocolo que demostró valores más altos de las dos variables, con p <0.05. Cuando se evaluaron los valores de ISQ, en la preparación de *Stepped Osteotomy* (78,17 ± 4,22) fueron mayores en comparación con la preparación para implantes de diseño cónico (75,98 ± 4,49), p <0,05. Aun así, este estudio no comparó diferentes tipos de diseño en diferentes preparaciones (311). Al igual que los resultados del estudio Degidi, este estudio reveló un aumento significativo de la estabilidad primaria a medida que se reducía la preparación del lecho del implante. Como ejemplo, en el estudio I, cuando se compararon los resultados entre preparaciones por normofresado con fresa de perfil y por infrafresado con fresa de perfil, ambos en hueso tipo III con implantes de diámetro 4.0mm, fue claro que la infrapreparación con fresa perfil, que está en la misma línea de pensamiento de la preparación *Stepped Osteotomy*, consiguió un aumento significativo de los registros de estabilidad del implante: **Grupo control normofresado con fresa perfil: TI: 17.9 Ncm; DS 10.8 / ISQ Medio (A+B): 64.8; DS 10.7. Grupo Prototipo I normofresado con fresa perfil: TI: 21.3 Ncm; DS 11.2 / ISQ Medio (A + B): 66.6; DS 7.9. Grupo control infrafresado con fresa de perfil: TI: 34.5 Ncm; DS 12.3 / ISQ Medio (A + B): 77.5; DS 6.4. Grupo Prototipo I infrafresado con fresa de perfil: TI: 38.6 Ncm; DS 15.0 / ISQ Medio (A + B): 74.9; DS 4.3**. Como se puede observar en nuestros datos, la reducción del diámetro de la preparación solo en su parte más apical, manteniendo la fresa de perfil,

ha llevado a valores más altos de estabilidad del implante tanto en el registro del valor ISQ como en el valor de TI en ambos diseños de implantes.

Otro estudio publicado por Bilhan (2010), mostró resultados similares a los encontrados en esta línea de trabajo. La metodología utilizada fue similar. El objetivo fue evaluar el efecto de las modificaciones quirúrgicas en la preparación del lecho del implante junto con el diseño del implante, buscando aumentar la estabilidad primaria y hacer la posible correlación entre TI (Ncm) y AFR (valor ISQ). Al igual que en los resultados de este estudio, Bilhan encontró que tanto el diseño cilíndrico como el cónico mostraron valores más altos de TI e ISQ con las infrapreparaciones del lecho óseo (preparación infrafresada para el implante cilíndrico: 41,87 Ncm, 80,50 ISQ) en comparación con el fresado estándar (preparación estándar en el implante cilíndrico: 15,37 Ncm, 75,37 ISQ). Los autores concluyeron que la infrapreparación del lecho del implante mejora la estabilidad primaria cuando los implantes se colocan en tipos de hueso menos densos, como los tipos III y IV (74, 88). Al igual que en el estudio de Bilhan, este estudio demuestra que cuando se colocan implantes en hueso menos denso tipo III / IV, con la infrapreparación de la osteotomía aumentará la estabilidad primaria del implante, demostrando que puede ser una técnica eficaz en pacientes que presenten estos tipos de densidad ósea. Así, en el estudio I, se puede comprobar que en los implantes de 4.5mm de diámetro en la preparación por infrafresado con fresa de perfil, se registró un aumento de las variables en comparación con la preparación por infrafresado con fresa de perfil: **Grupo control normofresado con fresa de perfil: TI: 39.9 Ncm; DS 15.6 / ISQ Medio (A + B): 73.5; DS 8.2. Grupo Prototipo I normofresado con fresa de perfil: TI: 30.0 Ncm; DS 16.3 / ISQ Medio (A + B): 68.9; DS 10.3. Grupo control infrafresado con fresa de perfil: TI: 43.9 Ncm; DS 19.4 / ISQ Medio (A+B): 75.5; DS 5.2. Grupo Prototipo I infrafresado con fresa de perfil: TI: 39.1 Ncm; DS 17.3 / ISQ Medio (A + B): 70.0; DS 4.9.** Como se puede observar en los datos encontrados en este estudio, en ambos diseños de implantes se registró un aumento significativo de ambas variables a medida que se infrafresa el lecho óseo.

Un estudio en cadáveres publicado por Boustany (2015) comparó las diferencias entre TI y AFR producidas por preparaciones convencionales y modificadas *Stepped Osteotomy*. Los resultados mostraron que las preparaciones de *Stepped Osteotomy* tuvieron un aumento significativo en el TI medio en comparación con las preparaciones convencionales (26,8 Ncm y 15,9 Ncm, respectivamente, $p < 0,05$), sin embargo, no hubo diferencias estadísticamente significativas en AFR en los dos protocolos (312). Estos resultados concuerdan con los resultados observados en este estudio, ya que en algunas preparaciones no hubo correlación entre los valores de TI y AFR, como se muestra en el Estudio I, en los implantes de 4.0 mm de diámetro en hueso tipo II: **Grupo control normofresado con perfil: TI: 27.5 Ncm; DS 11.9 / ISQ Medio (A + B): 77.5; DS 6.4. Grupo Prototipo I normofresado con perfil: TI: 63.9 Ncm; DS 7.2 / ISQ Medio (A + B): 76.9; DS 3.0.** Nuevamente en lo Estudio I, en los implantes de 3.0mm en hueso tipo II: **Grupo control normofresado con perfil: TI: 32.1 Ncm; DS 11.5 / ISQ Medio (A+B): 80.2; DS 4.7. Grupo Prototipo I normofresado con perfil: TI: 30.7 Ncm; DS 11.6 / ISQ Medio (A+B): 82.7; DS 3.0.** La ausencia de una

correlación entre TI y AFR se ha publicado en varios artículos(63, 313-316) y se confirmó nuevamente en los resultados de este estudio (317).

Conclusiones

1. El Implante Prototipo que proporciona una mayor estabilidad y una mejor sensación clínica de inserción es el Prototipo VIII.
2. Cuanto mayor sea el diámetro del núcleo del implante mayor será el registro de la estabilidad primaria con el sistema de AFR, se obtendrán valores ISQ más altos con técnicas de preparación de la osteotomía por normofresado.
3. Cuanto mayor sea el diámetro del núcleo del implante mayor será el registro de la estabilidad primaria con el sistema de TI, se obtendrán valores TI más altos con técnicas de preparación de la osteotomía por normofresado.
4. Cuanto mayor sea el diámetro del núcleo del implante mayor será el registro de la estabilidad primaria con el sistema de AFR, se obtendrán valores ISQ más altos con técnicas de preparación de la osteotomía por infrafresado.
5. Cuanto mayor sea el diámetro del núcleo del implante mayor será el registro de la estabilidad primaria con el sistema de TI, se obtendrán valores TI más altos con técnicas de preparación de la osteotomía por infrafresado.
6. Las preparaciones de la osteotomía basadas en secuencias de infrafresado son aquellas que muestran los valores más altos de estabilidad primaria registrados por TI y AFR.
7. Los registros de TI y valores ISQ se mostraron independientes, sin poder establecer una correlación entre ambos registros.
8. El implante que ofrece una mejor sensación clínica de inserción y un aumento de la estabilidad es el prototipo VIII, evolución del prototipo III (4 surcos verticales y comportamiento autocompactante).
9. La mejor sensación clínica de inserción es la proporcionada por el implante prototipo VIII.

Bibliografía

1. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol 2000*. 2017;73(1):7-21.
2. Howe MS, Keys W, Richards D. Long-term (10-year) dental implant survival: A systematic review and sensitivity meta-analysis. *J Dent*. 2019;84:9-21.
3. Buser D, Janner SF, Wittneben JG, Bragger U, Ramseier CA, Salvi GE. 10-year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a retrospective study in 303 partially edentulous patients. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(6):839-51.
4. Degidi M, Nardi D, Piattelli A. 10-year follow-up of immediately loaded implants with TiUnite porous anodized surface. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(6):828-38.
5. Fischer K, Stenberg T. Prospective 10-year cohort study based on a randomized controlled trial (RCT) on implant-supported full-arch maxillary prostheses. Part 1: sandblasted and acid-etched implants and mucosal tissue. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(6):808-15.
6. Fischer K, Stenberg T. Prospective 10-year cohort study based on a randomized, controlled trial (RCT) on implant-supported full-arch maxillary prostheses. part II: prosthetic outcomes and maintenance. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013;15(4):498-508.
7. Gotfredsen K. A 10-year prospective study of single tooth implants placed in the anterior maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(1):80-7.
8. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7(4):329-36.
9. Gallucci GO, Doughtie CB, Hwang JW, Fiorellini JP, Weber HP. Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(6):601-7.
10. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C, et al. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(5):639-45.

11. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. part I: a longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(4):381-9.
12. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:22-38.
13. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:2-21.
14. Lindh T, Dahlgren S, Gunnarsson K, Josefsson T, Nilson H, Wilhelmsson P, et al. Tooth-implant supported fixed prostheses: a retrospective multicenter study. *Int J Prosthodont.* 2001;14(4):321-8.
15. Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth--implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(6):643-53.
16. Gross M, Laufer BZ. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: laboratory and clinical studies. *J Oral Rehabil.* 1997;24(11):863-70.
17. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part I: Surgical results. *J Prosthet Dent.* 1990;63(4):451-7.
18. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.
19. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50(3):399-410.
20. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387-416.

21. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*. 1981;52(2):155-70.
22. Branemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lundkvist S, Rockler B. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials*. 1983;4(1):25-8.
23. Buser DA, Schroeder A, Sutter F, Lang NP. The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 2. Clinical aspects, indications, and early clinical results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988;3(3):173-81.
24. Albrektsson T, Albrektsson B. Osseointegration of bone implants. A review of an alternative mode of fixation. *Acta Orthop Scand*. 1987;58(5):567-77.
25. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont*. 1998;11(5):391-401.
26. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(6):625-42.
27. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP. Implant loading protocols for edentulous patients with fixed prostheses: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:256-70.
28. Moraschini V, Poubel LA, Ferreira VF, Barboza Edos S. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2015;44(3):377-88.
29. Hjalmarsson L, Gheisarifar M, Jemt T. A systematic review of survival of single implants as presented in longitudinal studies with a follow-up of at least 10 years. *Eur J Oral Implantol*. 2016;9 Suppl 1:S155-62.
30. Srinivasan M, Makarov NA, Herrmann FR, Muller F. Implant survival in 1- versus 2-implant mandibular overdentures: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2016;27(1):63-72.

31. Rasmusson L, Roos J, Bystedt H. A 10-year follow-up study of titanium dioxide-blasted implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(1):36-42.
32. Rocuzzo M, De Angelis N, Bonino L, Aglietta M. Ten-year results of a three-arm prospective cohort study on implants in periodontally compromised patients. Part 1: implant loss and radiographic bone loss. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(5):490-6.
33. Agamy EM, Niedermeier W. Indirect sinus floor elevation for osseointegrated prostheses. A 10-year prospective study. *J Oral Implantol.* 2010;36(2):113-21.
34. Covani U, Chiappe G, Bosco M, Orlando B, Quaranta A, Barone A. A 10-year evaluation of implants placed in fresh extraction sockets: a prospective cohort study. *J Periodontol.* 2012;83(10):1226-34.
35. Ostman PO, Hellman M, Sennerby L. Ten years later. Results from a prospective single-centre clinical study on 121 oxidized (TiUnite) Branemark implants in 46 patients. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(6):852-60.
36. Vigolo P, Mutinelli S, Givani A, Stellini E. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 10-year randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2012;5(4):355-64.
37. Calvo-Guirado JL, Gomez-Moreno G, Delgado-Ruiz RA, Mate Sanchez de Val JE, Negri B, Ramirez Fernandez MP. Clinical and radiographic evaluation of osseotite-expanded platform implants related to crestal bone loss: a 10-year study. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(3):352-8.
38. Rocuzzo M, Bonino L, Dalmaso P, Aglietta M. Long-term results of a three arms prospective cohort study on implants in periodontally compromised patients: 10-year data around sandblasted and acid-etched (SLA) surface. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(10):1105-12.
39. Meyle J, Gersok G, Boedeker RH, Gonzales JR. Long-term analysis of osseointegrated implants in non-smoker patients with a previous history of periodontitis. *J Clin Periodontol.* 2014;41(5):504-12.
40. Schropp L, Wenzel A, Stavropoulos A. Early, delayed, or late single implant placement: 10-year results from a randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(12):1359-65.
41. Vigolo P, Mutinelli S, Zaccaria M, Stellini E. Clinical evaluation of marginal bone level change around multiple adjacent implants restored with splinted and nonsplinted restorations: a 10-year randomized controlled trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(2):411-8.

42. van Velzen FJ, Ofec R, Schulten EA, Ten Bruggenkate CM. 10-year survival rate and the incidence of peri-implant disease of 374 titanium dental implants with a SLA surface: a prospective cohort study in 177 fully and partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(10):1121-8.
43. Walton TR. An Up-to-15-Year Comparison of the Survival and Complication Burden of Three-Unit Tooth-Supported Fixed Dental Prosthesis and Implant-Supported Single Crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(4):851-61.
44. Cassetta M. Immediate loading of implants inserted in edentulous arches using multiple mucosa-supported stereolithographic surgical templates: a 10-year prospective cohort study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2016;45(4):526-34.
45. Degidi M, Nardi D, Piattelli A. 10-year prospective cohort follow-up of immediately restored XiVE implants. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(6):694-700.
46. Ma S, Tawse-Smith A, De Silva RK, Atieh MA, Alsabeeha NH, Payne AG. Maxillary Three-Implant Overdentures Opposing Mandibular Two-Implant Overdentures: 10-Year Surgical Outcomes of a Randomized Controlled Trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18(3):527-44.
47. Zhang XX, Shi JY, Gu YX, Lai HC. Long-Term Outcomes of Early Loading of Straumann Implant-Supported Fixed Segmented Bridgeworks in Edentulous Maxillae: A 10-Year Prospective Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18(6):1227-37.
48. Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. *J Periodontol.* 2001;72(9):1276-86.
49. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater.* 1992;10(3):153-201.
50. Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res.* 1999;13:99-119.
51. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Grondahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999;28(4):266-72.

52. Ivanoff CJ, Sennerby L, Lekholm U. Influence of initial implant mobility on the integration of titanium implants. An experimental study in rabbits. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(2):120-7.
53. Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(3):244-50.
54. Albrektsson T. Direct bone anchorage of dental implants. *J Prosthet Dent.* 1983;50(2):255-61.
55. Rabel A, Kohler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Investig.* 2007;11(3):257-65.
56. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(3):425-31.
57. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, et al. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):428-34.
58. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol 2000.* 2008;47:51-66.
59. Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci.* 2013;5(4):162-7.
60. Cadavid D, Duque L, Correa S, H. Buschang P, Roldan S. Estabilidad de los miniimplantes en Ortodoncia. "Biología ósea y Biomecánica". *CES Odontología.* 2014;27:93-103.
61. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):474-80.
62. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res.* 1998;43(2):192-203.
63. Brizuela-Velasco A, Alvarez-Arenal A, Gil-Mur FJ, Herrero-Climent M, Chavarri-Prado D, Chento-Valiente Y, et al. Relationship Between Insertion Torque and Resonance Frequency Measurements,

Performed by Resonance Frequency Analysis, in *Micromobility of Dental Implants: An In Vitro Study*. *Implant Dent.* 2015;24(5):607-11.

64. Esposito M, Grusovin MG, Willings M, Coulthard P, Worthington HV. The effectiveness of immediate, early, and conventional loading of dental implants: a Cochrane systematic review of randomized controlled clinical trials. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(6):893-904.

65. Grutter L, Belser UC. Implant loading protocols for the partially edentulous esthetic zone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24 Suppl:169-79.

66. Chappuis V, Engel O, Reyes M, Shahim K, Nolte LP, Buser D. Ridge alterations post-extraction in the esthetic zone: a 3D analysis with CBCT. *J Dent Res.* 2013;92(12 Suppl):195S-201S.

67. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol.* 1991;62(1):2-4.

68. Ulm C, Kneissel M, Schedle A, Solar P, Matejka M, Schneider B, et al. Characteristic features of trabecular bone in edentulous maxillae. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(6):459-67.

69. Herrmann I, Lekholm U, Holm S, Kultje C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(2):220-30.

70. Shibli JA, Mangano C, Mangano F, Rodrigues JA, Cassoni A, Bechara K, et al. Bone-to-implant contact around immediately loaded direct laser metal-forming transitional implants in human posterior maxilla. *J Periodontol.* 2013;84(6):732-7.

71. Turkyilmaz I, Tozum TF, Tumer C. Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography. *J Oral Rehabil.* 2007;34(4):267-72.

72. Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health.* 2008;8:32.

73. Linkow L, R. C. *Theories and Techniques of Oral Implantology*. St. Louis: Mosby; 1970.

74. Juodzbalys G, Kubilius M. Clinical and radiological classification of the jawbone anatomy in endosseous dental implant treatment. *J Oral Maxillofac Res.* 2013;4(2):e2.

75. Sogo M, Ikebe K, Yang TC, Wada M, Maeda Y. Assessment of bone density in the posterior maxilla based on Hounsfield units to enhance the initial stability of implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14 Suppl 1:e183-7.
76. Lee S, Gantes B, Riggs M, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 3. Bone quality evaluation during osteotomy and implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(2):208-12.
77. Shahlaie M, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 1. Quantitative computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(2):224-31.
78. Turkyilmaz I, Tozum TF, Tumer C, Ozbek EN. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement. *J Oral Rehabil.* 2006;33(12):881-8.
79. Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anat Rec.* 1990;226(4):403-13.
80. de Oliveira RC, Leles CR, Normanha LM, Lindh C, Ribeiro-Rotta RF. Assessments of trabecular bone density at implant sites on CT images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;105(2):231-8.
81. Park HS, Lee YJ, Jeong SH, Kwon TG. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(1):30-7.
82. Alsaadi G, Quirynen M, Michiels K, Jacobs R, van Steenberghe D. A biomechanical assessment of the relation between the oral implant stability at insertion and subjective bone quality assessment. *J Clin Periodontol.* 2007;34(4):359-66.
83. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(1):79-84.
84. Mansbach JM, Geller RJ, Hasegawa K, Espinola JA, Stevenson MD, Sullivan AF, et al. Association of Serum Albumin With Apnea in Infants With Bronchiolitis: A Secondary Analysis of Data From the MARC-35 Study. *JAMA Netw Open.* 2019;2(7):e197100.

85. Farre-Pages N, Auge-Castro ML, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferres-Padro E, Hernandez-Alfaro F. Relation between bone density and primary implant stability. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16(1):e62-7.
86. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(5):515-27.
87. Lee J, Pyo SW, Cho HJ, An JS, Lee JH, Koo KT, et al. Comparison of implant stability measurements between a resonance frequency analysis device and a modified damping capacity analysis device: an in vitro study. *J Periodontal Implant Sci*. 2020;50(1):56-66.
88. Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdog E, Sunbuloglu E, Kutay O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J Oral Rehabil*. 2010;37(12):900-7.
89. Delgado-Ruiz R, Gold J, Somohano Marquez T, Romanos G. Under-Drilling versus Hybrid Osseodensification Technique: Differences in Implant Primary Stability and Bone Density of the Implant Bed Walls. *Materials (Basel)*. 2020;13(2).
90. Di Stefano DA, Perrotti V, Greco GB, Cappucci C, Arosio P, Piattelli A, et al. The effect of undersizing and tapping on bone to implant contact and implant primary stability: A histomorphometric study on bovine ribs. *J Adv Prosthodont*. 2018;10(3):227-35.
91. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(1):35-7.
92. Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee HJ, Moss ME, Graser GN. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(3):335-49.
93. Bashutski JD, D'Silva NJ, Wang HL. Implant compression necrosis: current understanding and case report. *J Periodontol*. 2009;80(4):700-4.
94. Alghamdi H, Anand PS, Anil S. Undersized implant site preparation to enhance primary implant stability in poor bone density: a prospective clinical study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011;69(12):e506-12.

95. Calandriello R, Tomatis M, Rangert B. Immediate functional loading of Branemark System implants with enhanced initial stability: a prospective 1- to 2-year clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5 Suppl 1:10-20.
96. Turkyilmaz I, Aksoy U, McGlumphy EA. Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: a clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008;10(4):231-7.
97. Nikellis I, Levi A, Nicolopoulos C. Immediate loading of 190 endosseous dental implants: a prospective observational study of 40 patient treatments with up to 2-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(1):116-23.
98. Pai UY, Rodrigues SJ, Talreja KS, Mundathaje M. Osseodensification - A novel approach in implant dentistry. *J Indian Prosthodont Soc.* 2018;18(3):196-200.
99. Diaz-Sanchez RM, Delgado-Munoz JM, Hita-Iglesias P, Pullen KT, Serrera-Figallo MA, Torres-Lagares D. Improvement in the Initial Implant Stability Quotient Through Use of a Modified Surgical Technique. *J Oral Implantol.* 2017;43(3):186-93.
100. Stocchero M, Toia M, Cecchinato D, Becktor JP, Coelho PG, Jimbo R. Biomechanical, Biologic, and Clinical Outcomes of Undersized Implant Surgical Preparation: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31(6):1247-63.
101. Beer A, Gahleitner A, Holm A, Birkfellner W, Homolka P. Adapted preparation technique for screw-type implants: explorative in vitro pilot study in a porcine bone model. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(1):103-7.
102. El-Kholy KE, Elkomy A. Does the Drilling Technique for Implant Site Preparation Enhance Implant Success in Low-Density Bone? A Systematic Review. *Implant Dent.* 2019;28(5):500-9.
103. Xing Y, Khandelwal N, Petrov S, Drew HJ, Mupparapu M. Resonance frequency analysis (RFA) and insertional torque (IT) stability comparisons of implants placed using osteotomes versus drilling techniques: A preliminary case study. *Quintessence Int.* 2015;46(9):789-98.

104. Markovic A, Calvo-Guirado JL, Lazic Z, Gomez-Moreno G, Calasan D, Guardia J, et al. Evaluation of primary stability of self-tapping and non-self-tapping dental implants. A 12-week clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013;15(3):341-9.
105. Markovic A, Mistic T, Mancic D, Jovanovic I, Scepanovic M, Jezdic Z. Real-time thermographic analysis of low-density bone during implant placement: a randomized parallel-group clinical study comparing lateral condensation with bone drilling surgical technique. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(8):910-8.
106. Markovic A, Calasan D, Colic S, Stojcev-Stajcic L, Janjic B, Mistic T. Implant stability in posterior maxilla: bone-condensing versus bone-drilling: a clinical study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2011;112(5):557-63.
107. Sadeghi R, Rokn AR, Miremadi A. Comparison of Implant Stability Using Resonance Frequency Analysis: Osteotome Versus Conventional Drilling. *J Dent (Tehran)*. 2015;12(9):647-54.
108. Peker Tekdal G, Bostanci N, Belibasakis GN, Gurkan A. The effect of piezoelectric surgery implant osteotomy on radiological and molecular parameters of peri-implant crestal bone loss: a randomized, controlled, split-mouth trial. *Clin Oral Implants Res*. 2016;27(5):535-44.
109. Tabassum A, Walboomers XF, Wolke JG, Meijer GJ, Jansen JA. Bone particles and the undersized surgical technique. *J Dent Res*. 2010;89(6):581-6.
110. Romanos GE. Treatment of advanced periodontal destruction with immediately loaded implants and simultaneous bone augmentation: a case report. *J Periodontol*. 2003;74(2):255-61.
111. Penarrocha M, Boronat A, Garcia B. Immediate loading of immediate mandibular implants with a full-arch fixed prosthesis: a preliminary study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(6):1286-93.
112. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res*. 1991;25(7):889-902.
113. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C, et al. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. *Biomed Res Int*. 2016;2016:6285620.

114. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 2--review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *Int J Prosthodont.* 2004;17(5):544-64.
115. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont.* 2004;17(5):536-43.
116. Piattelli A, Ruggeri A, Franchi M, Romasco N, Trisi P. An histologic and histomorphometric study of bone reactions to unloaded and loaded non-submerged single implants in monkeys: a pilot study. *J Oral Implantol.* 1993;19(4):314-20.
117. Piattelli A, Corigliano M, Scarano A, Quaranta M. Bone reactions to early occlusal loading of two-stage titanium plasma-sprayed implants: a pilot study in monkeys. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1997;17(2):162-9.
118. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(1):24-30.
119. De Maezta MA, Alava JI, Gay-Escoda C. Ion implantation: surface treatment for improving the bone integration of titanium and Ti6Al4V dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(1):57-62.
120. Ericsson I, Johansson CB, Bystedt H, Norton MR. A histomorphometric evaluation of bone-to-implant contact on machine-prepared and roughened titanium dental implants. A pilot study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* 1994;5(4):202-6.
121. London RM, Roberts FA, Baker DA, Rohrer MD, O'Neal RB. Histologic comparison of a thermal dual-etched implant surface to machined, TPS, and HA surfaces: bone contact in vivo in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(3):369-76.
122. Gittens RA, Scheideler L, Rupp F, Hyzy SL, Geis-Gerstorfer J, Schwartz Z, et al. A review on the wettability of dental implant surfaces II: Biological and clinical aspects. *Acta Biomater.* 2014;10(7):2907-18.
123. Lim YJ, Oshida Y, Andres CJ, Barco MT. Surface characterizations of variously treated titanium materials. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16(3):333-42.

124. Bosshardt DD, Chappuis V, Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontol 2000*. 2017;73(1):22-40.
125. Feller L, Jadwat Y, Khammissa RA, Meyerov R, Schechter I, Lemmer J. Cellular responses evoked by different surface characteristics of intraosseous titanium implants. *Biomed Res Int*. 2015;2015:171945.
126. Romero-Ruiz MM, Gil-Mur FJ, Rios-Santos JV, Lazaro-Calvo P, Rios-Carrasco B, Herrero-Climent M. Influence of a Novel Surface of Bioactive Implants on Osseointegration: A Comparative and Histomorfometric Correlation and Implant Stability Study in Minipigs. *Int J Mol Sci*. 2019;20(9).
127. Rios-Santos JV, Menjivar-Galan AM, Herrero-Climent M, Rios-Carrasco B, Fernandez-Palacin A, Perez RA, et al. Unravelling the effect of macro and microscopic design of dental implants on osseointegration: a randomised clinical study in minipigs. *J Mater Sci Mater Med*. 2018;29(7):99.
128. Herrero-Climent M, Lopez-Jarana P, Lemos BF, Gil FJ, Falcao C, Rios-Santos JV, et al. Relevant Design Aspects to Improve the Stability of Titanium Dental Implants. *Materials (Basel)*. 2020;13(8).
129. Herrero-Climent M, Romero Ruiz feminine MM, Calvo PL, Santos JVR, Perez RA, Gil Mur FJ. Effectiveness of a new dental implant bioactive surface: histological and histomorphometric comparative study in minipigs. *Clin Oral Investig*. 2018;22(3):1423-32.
130. Albertini M, Fernandez-Yague M, Lazaro P, Herrero-Climent M, Rios-Santos JV, Bullon P, et al. Advances in surfaces and osseointegration in implantology. *Biomimetic surfaces. Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2015;20(3):e316-25.
131. Schwartz Z, Martin JY, Dean DD, Simpson J, Cochran DL, Boyan BD. Effect of titanium surface roughness on chondrocyte proliferation, matrix production, and differentiation depends on the state of cell maturation. *J Biomed Mater Res*. 1996;30(2):145-55.
132. Orsini G, Assenza B, Scarano A, Piattelli M, Piattelli A. Surface analysis of machined versus sandblasted and acid-etched titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(6):779-84.
133. Schwartz Z, Lohmann CH, Oefinger J, Bonewald LF, Dean DD, Boyan BD. Implant surface characteristics modulate differentiation behavior of cells in the osteoblastic lineage. *Adv Dent Res*. 1999;13:38-48.

134. Lohmann CH, Tandy EM, Sylvia VL, Hell-Vocke AK, Cochran DL, Dean DD, et al. Response of normal female human osteoblasts (NH₂Ost) to 17beta-estradiol is modulated by implant surface morphology. *J Biomed Mater Res.* 2002;62(2):204-13.
135. Mandelman D, Ballut L, Wolff DA, Feller G, Gerday C, Haser R, et al. Structural determinants increasing flexibility confer cold adaptation in psychrophilic phosphoglycerate kinase. *Extremophiles.* 2019;23(5):495-506.
136. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *Int J Oral Implantol.* 1990;6(2):23-31.
137. Naves MM, Menezes HH, Magalhaes D, Ferreira JA, Ribeiro SF, de Mello JD, et al. Effect of Macrogeometry on the Surface Topography of Dental Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(4):789-99.
138. Romanos GE, Ciornei G, Jucan A, Malmstrom H, Gupta B. In vitro assessment of primary stability of Straumann(R) implant designs. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(1):89-95.
139. Irinakis T, Wiebe C. Clinical evaluation of the NobelActive implant system: a case series of 107 consecutively placed implants and a review of the implant features. *J Oral Implantol.* 2009;35(6):283-8.
140. Shapoff CA. Clinical advantages of tapered root form dental implants. *Compend Contin Educ Dent.* 2002;23(1):42-4, 6, 8 passim.
141. Baldi D, Lombardi T, Colombo J, Cervino G, Perinetti G, Di Lenarda R, et al. Correlation between Insertion Torque and Implant Stability Quotient in Tapered Implants with Knife-Edge Thread Design. *Biomed Res Int.* 2018;2018:7201093.
142. Vandamme K, Naert I, Geris L, Vander Sloten J, Puers R, Duyck J. Influence of controlled immediate loading and implant design on peri-implant bone formation. *J Clin Periodontol.* 2007;34(2):172-81.
143. Misch CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dent.* 1999;8(4):376-86.
144. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(2):85-92.

145. Kim SK, Lee HN, Choi YC, Heo SJ, Lee CW, Choie MK. Effects of anodized oxidation or turned implants on bone healing after using conventional drilling or trabecular compaction technique: histomorphometric analysis and RFA. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(6):644-50.
146. Bahat O, Sullivan RM. Parameters for successful implant integration revisited part II: algorithm for immediate loading diagnostic factors. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12 Suppl 1:e13-22.
147. McCullough JJ, Klokkevold PR. The effect of implant macro-thread design on implant stability in the early post-operative period: a randomized, controlled pilot study. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(10):1218-26.
148. Kim YK, Lee JH, Lee JY, Yi YJ. A randomized controlled clinical trial of two types of tapered implants on immediate loading in the posterior maxilla and mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(6):1602-11.
149. Wilson TG, Jr., Miller RJ, Trushkowsky R, Dard M. Tapered Implants in Dentistry: Revitalizing Concepts with Technology: A Review. *Adv Dent Res.* 2016;28(1):4-9.
150. De Santis D, Cucchi A, Rigoni G, Longhi C, Nocini PF. Relationship Between Primary Stability and Crestal Bone Loss of Implants Placed with High Insertion Torque: A 3-Year Prospective Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31(5):1126-34.
151. Jung RE, Al-Nawas B, Araujo M, Avila-Ortiz G, Barter S, Brodala N, et al. Group 1 ITI Consensus Report: The influence of implant length and design and medications on clinical and patient-reported outcomes. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29 Suppl 16:69-77.
152. Di Stefano DA, Arosio P, Perrotti V, Iezzi G, Scarano A, Piattelli A. Correlation between Implant Geometry, Bone Density, and the Insertion Torque/Depth Integral: A Study on Bovine Ribs. *Dent J (Basel).* 2019;7(1).
153. Karl M, Irastorza-Landa A. Does implant design affect primary stability in extraction sites? *Quintessence Int.* 2017;48(3):219-24.
154. Waechter J, Madruga MM, Carmo Filho LCD, Leite FRM, Schinestsck AR, Faot F. Comparison between tapered and cylindrical implants in the posterior regions of the mandible: A prospective,

randomized, split-mouth clinical trial focusing on implant stability changes during early healing. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017;19(4):733-41.

155. Valente ML, de Castro DT, Shimano AC, Lepri CP, dos Reis AC. Analysis of the influence of implant shape on primary stability using the correlation of multiple methods. *Clin Oral Investig.* 2015;19(8):1861-6.

156. Toyoshima T, Tanaka H, Ayukawa Y, Howashi M, Masuzaki T, Kiyosue T, et al. Primary Stability of a Hybrid Implant Compared with Tapered and Cylindrical Implants in an Ex Vivo Model. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(5):950-6.

157. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech.* 2003;36(9):1247-58.

158. Prendergast PJ, Huiskes R. Microdamage and osteocyte-lacuna strain in bone: a microstructural finite element analysis. *J Biomech Eng.* 1996;118(2):240-6.

159. Ryu HS, Namgung C, Lee JH, Lim YJ. The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(6):547-54.

160. Davila E, Ortiz-Hernandez M, Perez RA, Herrero-Climent M, Cerrolaza M, Gil FJ. Crestal module design optimization of dental implants: finite element analysis and in vivo studies. *J Mater Sci Mater Med.* 2019;30(8):90.

161. Herekar M, Sethi M, Mulani S, Fernandes A, Kulkarni H. Influence of platform switching on periimplant bone loss: a systematic review and meta-analysis. *Implant Dent.* 2014;23(4):439-50.

162. Chang PK, Chen YC, Huang CC, Lu WH, Chen YC, Tsai HH. Distribution of micromotion in implants and alveolar bone with different thread profiles in immediate loading: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(6):e96-101.

163. Eraslan O, Inan O. The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis. *Clin Oral Investig.* 2010;14(4):411-6.

164. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH, Jr., Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol.* 2004;75(9):1233-41.

165. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil.* 2004;31(3):233-9.
166. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2002;29(6):565-74.
167. McAllister BS, Cherry JE, Kolinski ML, Parrish KD, Pumphrey DW, Schroering RL. Two-year evaluation of a variable-thread tapered implant in extraction sites with immediate temporization: a multicenter clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(3):611-8.
168. Arnhart C, Kielbassa AM, Martinez-de Fuentes R, Goldstein M, Jackowski J, Lorenzoni M, et al. Comparison of variable-thread tapered implant designs to a standard tapered implant design after immediate loading. A 3-year multicentre randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2012;5(2):123-36.
169. Lan TH, Du JK, Pan CY, Lee HE, Chung WH. Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. *Clin Oral Investig.* 2012;16(2):363-9.
170. Orsini E, Giavaresi G, Trire A, Ottani V, Salgarello S. Dental implant thread pitch and its influence on the osseointegration process: an in vivo comparison study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(2):383-92.
171. Chung SH, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Lee JB, Han JS, et al. Effects of implant geometry and surface treatment on osseointegration after functional loading: a dog study. *J Oral Rehabil.* 2008;35(3):229-36.
172. Ma P, Liu HC, Li DH, Lin S, Shi Z, Peng QJ. [Influence of helix angle and density on primary stability of immediately loaded dental implants: three-dimensional finite element analysis]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2007;42(10):618-21.
173. Motoyoshi M, Yano S, Tsuruoka T, Shimizu N. Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant. A finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(4):480-5.
174. Kong L, Liu BL, Hu KJ, Li DH, Song YL, Ma P, et al. [Optimized thread pitch design and stress analysis of the cylinder screwed dental implant]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2006;24(6):509-12, 15.

175. Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants: a methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(4):475-85.
176. Hanggi MP, Hanggi DC, Schoolfield JD, Meyer J, Cochran DL, Hermann JS. Crestal bone changes around titanium implants. Part I: A retrospective radiographic evaluation in humans comparing two non-submerged implant designs with different machined collar lengths. *J Periodontol*. 2005;76(5):791-802.
177. Peterson RN. *Stress concentration factors*. New York: Wiley Subscription Services, Inc., A Wiley Company; 1974.
178. Blackburn PR, Smadbeck JB, Znoyko I, Webley MR, Pitel BA, Vasmatzis G, et al. Cryptic and atypical KMT2A-USP2 and KMT2A-USP8 rearrangements identified by mate pair sequencing in infant and childhood leukemia. *Genes Chromosomes Cancer*. 2020.
179. Chowdhary R, Halldin A, Jimbo R, Wennerberg A. Influence of Micro Threads Alteration on Osseointegration and Primary Stability of Implants: An FEA and In Vivo Analysis in Rabbits. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17(3):562-9.
180. Trisi P, Berardini M, Falco A, Podaliri Vulpiani M. Effect of Implant Thread Geometry on Secondary Stability, Bone Density, and Bone-to-Implant Contact: A Biomechanical and Histological Analysis. *Implant Dent*. 2015;24(4):384-91.
181. Ciccio M, Bramanti E, Cecchetti F, Scappaticci L, Guglielmino E, Risitano G. FEM and Von Mises analyses of different dental implant shapes for masticatory loading distribution. *Oral Implantol (Rome)*. 2014;7(1):1-10.
182. Mosavar A, Ziaei A, Kadkhodaei M. The effect of implant thread design on stress distribution in anisotropic bone with different osseointegration conditions: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(6):1317-26.
183. Tete S, Zizzari V, De Carlo A, Sinjari B, Gherlone E. Macroscopic and microscopic evaluation of a new implant design supporting immediately loaded full arch rehabilitation. *Ann Stomatol (Roma)*. 2012;3(2):44-50.

184. Toth A, Hasan I, Bourauel C, Mundt T, Biffar R, Heinemann F. The influence of implant body and thread design of mini dental implants on the loading of surrounding bone: a finite element analysis. *Biomed Tech (Berl)*. 2017;62(4):393-405.
185. El Kholy K, Ebenezer S, Wittneben JG, Lazarin R, Rousson D, Buser D. Influence of implant macrodesign and insertion connection technology on the accuracy of static computer-assisted implant surgery. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019.
186. Cardaropoli G, Araujo M, Lindhe J. Dynamics of bone tissue formation in tooth extraction sites. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol*. 2003;30(9):809-18.
187. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(3):251-62.
188. Ribeiro FS, Pontes AE, Marcantonio E, Piattelli A, Neto RJ, Marcantonio E, Jr. Success rate of immediate nonfunctional loaded single-tooth implants: immediate versus delayed implantation. *Implant Dent*. 2008;17(1):109-17.
189. Lorenzoni M, Pertl C, Zhang K, Wimmer G, Wegscheider WA. Immediate loading of single-tooth implants in the anterior maxilla. Preliminary results after one year. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(2):180-7.
190. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod*. 1994;64(3):175-88.
191. Goodship AE, Kenwright J. The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. *J Bone Joint Surg Br*. 1985;67(4):650-5.
192. Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat Rec*. 1987;219(1):1-9.
193. Frost HM. A determinant of bone architecture. The minimum effective strain. *Clin Orthop Relat Res*. 1983(175):286-92.
194. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent*. 1993;69(6):599-604.
195. Sagara M, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. The effects of early occlusal loading on one-stage titanium alloy implants in beagle dogs: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 1993;69(3):281-8.

196. Babbush CA, Kent JN, Misiek DJ. Titanium plasma-sprayed (TPS) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986;44(4):274-82.
197. Henry P, Rosenberg I. Single-stage surgery for rehabilitation of the edentulous mandible: preliminary results. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1994;6(9):15-22; quiz 4.
198. Spiekermann H, Jansen VK, Richter EJ. A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(2):231-43.
199. Salama H, Rose LF, Salama M, Betts NJ. Immediate loading of bilaterally splinted titanium root-form implants in fixed prosthodontics--a technique reexamined: two case reports. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1995;15(4):344-61.
200. Chiapasco M, Gatti C, Rossi E, Haefliger W, Markwalder TH. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(1):48-57.
201. Malo P, Rangert B, Dvarsater L. Immediate function of Branemark implants in the esthetic zone: a retrospective clinical study with 6 months to 4 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(3):138-46.
202. Glauser R, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, Hammerle CH, Scharer P. Immediate occlusal loading of Branemark implants applied in various jawbone regions: a prospective, 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3(4):204-13.
203. Ericsson I, Nilson H, Lindh T, Nilner K, Randow K. Immediate functional loading of Branemark single tooth implants. An 18 months' clinical pilot follow-up study. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(1):26-33.
204. Glauser R, Lundgren AK, Gottlow J, Sennerby L, Portmann M, Ruhstaller P, et al. Immediate occlusal loading of Branemark TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 1-year results of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5 Suppl 1:47-56.
205. Vanden Bogaerde L, Rangert B, Wendelhag I. Immediate/early function of Branemark System TiUnite implants in fresh extraction sockets in maxillae and posterior mandibles: an 18-month prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7 Suppl 1:S121-30.

206. Rocci A, Martignoni M, Gottlow J. Immediate loading in the maxilla using flapless surgery, implants placed in predetermined positions, and prefabricated provisional restorations: a retrospective 3-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5 Suppl 1:29-36.
207. Piattelli A, Trisi P, Romasco N, Emanuelli M. Histologic analysis of a screw implant retrieved from man: influence of early loading and primary stability. *J Oral Implantol.* 1993;19(4):303-6.
208. Piattelli A, Paolantonio M, Corigliano M, Scarano A. Immediate loading of titanium plasma-sprayed screw-shaped implants in man: a clinical and histological report of two cases. *J Periodontol.* 1997;68(6):591-7.
209. Petersson A, Rangert B, Randow K, Ericsson I. Marginal bone resorption at different treatment concepts using Branemark dental implants in anterior mandibles. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3(3):142-7.
210. Chaushu G, Chaushu S, Tzohar A, Dayan D. Immediate loading of single-tooth implants: immediate versus non-immediate implantation. A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16(2):267-72.
211. Swami V, Vijayaraghavan V, Swami V. Current trends to measure implant stability. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016;16(2):124-30.
212. Al-Sawai AA, Labib H. Success of immediate loading implants compared to conventionally-loaded implants: a literature review. *J Investig Clin Dent.* 2016;7(3):217-24.
213. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(1):26-35.
214. Ghouli WE, Chidiac JJ. Prosthetic requirements for immediate implant loading: a review. *J Prosthodont.* 2012;21(2):141-54.
215. Barikani H, Rashtak S, Akbari S, Badri S, Daneshparvar N, Rokn A. The effect of implant length and diameter on the primary stability in different bone types. *J Dent (Tehran).* 2013;10(5):449-55.
216. Bataineh AB, Al-Dakes AM. The influence of length of implant on primary stability: An in vitro study using resonance frequency analysis. *J Clin Exp Dent.* 2017;9(1):e1-e6.

217. Gomez-Polo M, Ortega R, Gomez-Polo C, Martin C, Celemin A, Del Rio J. Does Length, Diameter, or Bone Quality Affect Primary and Secondary Stability in Self-Tapping Dental Implants? *J Oral Maxillofac Surg.* 2016;74(7):1344-53.
218. Degidi M, Piattelli A. Immediate functional and non-functional loading of dental implants: a 2- to 60-month follow-up study of 646 titanium implants. *J Periodontol.* 2003;74(2):225-41.
219. Morton D, Jaffin R, Weber HP. Immediate restoration and loading of dental implants: clinical considerations and protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19 Suppl:103-8.
220. Cochran DL, Morton D, Weber HP. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19 Suppl:109-13.
221. Buser D, Chappuis V, Belser UC, Chen S. Implant placement post extraction in esthetic single tooth sites: when immediate, when early, when late? *Periodontol 2000.* 2017;73(1):84-102.
222. Lazzara RJ. Immediate implant placement into extraction sites: surgical and restorative advantages. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1989;9(5):332-43.
223. Becker W, Becker BE. Guided tissue regeneration for implants placed into extraction sockets and for implant dehiscences: surgical techniques and case report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1990;10(5):376-91.
224. Schropp L, Isidor F. Timing of implant placement relative to tooth extraction. *J Oral Rehabil.* 2008;35 Suppl 1:33-43.
225. Chen ST, Beagle J, Jensen SS, Chiapasco M, Darby I. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding surgical techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24 Suppl:272-8.
226. Quirynen M, Van Assche N, Botticelli D, Berglundh T. How does the timing of implant placement to extraction affect outcome? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22 Suppl:203-23.
227. Hammerle CH, Chen ST, Wilson TG, Jr. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding the placement of implants in extraction sockets. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19 Suppl:26-8.

228. Gallucci GO, Hamilton A, Zhou W, Buser D, Chen S. Implant placement and loading protocols in partially edentulous patients: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29 Suppl 16:106-34.
229. Susarla SM, Chuang SK, Dodson TB. Delayed versus immediate loading of implants: survival analysis and risk factors for dental implant failure. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008;66(2):251-5.
230. Chiapasco M, Gatti C. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading: a 3- to 8-year prospective study on 328 implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5(1):29-38.
231. Elian N, Cho SC, Froum S, Smith RB, Tarnow DP. A simplified socket classification and repair technique. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2007;19(2):99-104; quiz 6.
232. Braut V, Bornstein MM, Belser U, Buser D. Thickness of the anterior maxillary facial bone wall-a retrospective radiographic study using cone beam computed tomography. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2011;31(2):125-31.
233. Vera C, De Kok IJ, Reinhold D, Limpiphipatanakorn P, Yap AK, Tyndall D, et al. Evaluation of buccal alveolar bone dimension of maxillary anterior and premolar teeth: a cone beam computed tomography investigation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(6):1514-9.
234. Capelli M, Testori T, Galli F, Zuffetti F, Motroni A, Weinstein R, et al. Implant-buccal plate distance as diagnostic parameter: a prospective cohort study on implant placement in fresh extraction sockets. *J Periodontol.* 2013;84(12):1768-74.
235. Belser UC, Schmid B, Higginbottom F, Buser D. Outcome analysis of implant restorations located in the anterior maxilla: a review of the recent literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19 Suppl:30-42.
236. Agostinelli C, Agostinelli A, Berardini M, Trisi P. Anatomical and Radiologic Evaluation of the Dimensions of Upper Molar Alveoli. *Implant Dent.* 2018.
237. Schwartz-Arad D, Chaushu G. The ways and wherefores of immediate placement of implants into fresh extraction sites: a literature review. *J Periodontol.* 1997;68(10):915-23.
238. Kan JY, Roe P, Rungcharassaeng K, Patel RD, Waki T, Lozada JL, et al. Classification of sagittal root position in relation to the anterior maxillary osseous housing for immediate implant placement: a cone beam computed tomography study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(4):873-6.

239. Wang TM, Lee MS, Wang JS, Lin LD. The effect of implant design and bone quality on insertion torque, resonance frequency analysis, and insertion energy during implant placement in low or low- to medium-density bone. *Int J Prosthodont.* 2015;28(1):40-7.
240. Huynh-Ba G, Pjetursson BE, Sanz M, Cecchinato D, Ferrus J, Lindhe J, et al. Analysis of the socket bone wall dimensions in the upper maxilla in relation to immediate implant placement. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(1):37-42.
241. Buser D, Martin W, Belser UC. Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19 Suppl:43-61.
242. Chappuis V, Araujo MG, Buser D. Clinical relevance of dimensional bone and soft tissue alterations post-extraction in esthetic sites. *Periodontol 2000.* 2017;73(1):73-83.
243. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Branemark PI. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Branemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(4):184-9.
244. Jimbo R, Tovar N, Anchieta RB, Machado LS, Marin C, Teixeira HS, et al. The combined effects of undersized drilling and implant macrogeometry on bone healing around dental implants: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014;43(10):1269-75.
245. Amler MH. The time sequence of tissue regeneration in human extraction wounds. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1969;27(3):309-18.
246. Huebsch RF, Hansen LS. A histopathologic study of extraction wounds in dogs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1969;28(2):187-96.
247. Boyne PJ. Osseous repair of the postextraction alveolus in man. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1966;21(6):805-13.
248. Esposito M, Grusovin MG, Polyzos IP, Felice P, Worthington HV. Timing of implant placement after tooth extraction: immediate, immediate-delayed or delayed implants? A Cochrane systematic review. *Eur J Oral Implantol.* 2010;3(3):189-205.
249. Joly JC, Carvalho PFMd, Silva RCd. *Esthetic perio-implantology*2017.

250. Araujo MG, Lindhe J. Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol.* 2005;32(2):212-8.
251. Sanz M, Cecchinato D, Ferrus J, Pjetursson EB, Lang NP, Lindhe J. A prospective, randomized-controlled clinical trial to evaluate bone preservation using implants with different geometry placed into extraction sockets in the maxilla. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(1):13-21.
252. Yan Q, Xiao LQ, Su MY, Mei Y, Shi B. Soft and Hard Tissue Changes Following Immediate Placement or Immediate Restoration of Single-Tooth Implants in the Esthetic Zone: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31(6):1327-40.
253. Nyman S, Lang NP, Buser D, Bragger U. Bone regeneration adjacent to titanium dental implants using guided tissue regeneration: a report of two cases. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(1):9-14.
254. Lang NP, Hammerle CH, Bragger U, Lehmann B, Nyman SR. Guided tissue regeneration in jawbone defects prior to implant placement. *Clin Oral Implants Res.* 1994;5(2):92-7.
255. Hammerle CH, Karring T. Guided bone regeneration at oral implant sites. *Periodontol 2000.* 1998;17:151-75.
256. Rosen PS, Reynolds MA. Guided bone regeneration for dehiscence and fenestration defects on implants using an absorbable polymer barrier. *J Periodontol.* 2001;72(2):250-6.
257. Fugazzotto PA. Maintaining primary closure after guided bone regeneration procedures: introduction of a new flap design and preliminary results. *J Periodontol.* 2006;77(8):1452-7.
258. Juodzbalys G, Wang HL. Soft and hard tissue assessment of immediate implant placement: a case series. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(2):237-43.
259. Chen ST, Darby IB, Adams GG, Reynolds EC. A prospective clinical study of bone augmentation techniques at immediate implants. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(2):176-84.
260. Simion M, Scarano A, Gionso L, Piattelli A. Guided bone regeneration using resorbable and nonresorbable membranes: a comparative histologic study in humans. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(6):735-42.

261. Becker W, Dahlin C, Becker BE, Lekholm U, van Steenberghe D, Higuchi K, et al. The use of e-PTFE barrier membranes for bone promotion around titanium implants placed into extraction sockets: a prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(1):31-40.
262. Belser U, Martin W, Jung R, Hammerle C, Schmid B, Morton D, et al. *Implant Therapy in The Esthetic Zone: Single-Tooth Replacement.* Buser D, Belser U, Wismeijer D, editors: Quintessence Publishing Co, Ltd; 2007.
263. Garber DA, Salama MA, Salama H. Immediate total tooth replacement. *Compend Contin Educ Dent.* 2001;22(3):210-6, 8.
264. Linkevicius T, Puisys A, Linkeviciene L, Peciuliene V, Schlee M. Crestal Bone Stability around Implants with Horizontally Matching Connection after Soft Tissue Thickening: A Prospective Clinical Trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(3):497-508.
265. Linkevicius T, Puisys A, Steigmann M, Vindasiute E, Linkeviciene L. Influence of Vertical Soft Tissue Thickness on Crestal Bone Changes Around Implants with Platform Switching: A Comparative Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(6):1228-36.
266. Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L, Maslova N, Puriene A. The influence of the cementation margin position on the amount of undetected cement. A prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(1):71-6.
267. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(4):347-59.
268. Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(5):743-54.
269. Friberg B, Sennerby L, Grondahl K, Bergstrom C, Back T, Lekholm U. On cutting torque measurements during implant placement: a 3-year clinical prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 1999;1(2):75-83.
270. Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(5):769-76.

271. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(5):467-71.
272. Aparicio C. The use of the Periotest value as the initial success criteria of an implant: 8-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1997;17(2):150-61.
273. Schulte W, Lukas D. The Periotest method. *Int Dent J.* 1992;42(6):433-40.
274. Teerlinck J, Quirynen M, Darius P, van Steenberghe D. Periotest: an objective clinical diagnosis of bone apposition toward implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(1):55-61.
275. van Steenberghe D, Branemark PI, Quirynen M, De Mars G, Naert I. The rehabilitation of oral defects by osseointegrated implants. *J Clin Periodontol.* 1991;18(6):488-93.
276. Truhlar RS, Lauciello F, Morris HF, Ochi S. The influence of bone quality on Periotest values of endosseous dental implants at stage II surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997;55(12 Suppl 5):55-61.
277. Chavez H, Ortman LF, DeFranco RL, Medige J. Assessment of oral implant mobility. *J Prosthet Dent.* 1993;70(5):421-6.
278. Herrero-Climent M, Albertini M, Rios-Santos JV, Lazaro-Calvo P, Fernandez-Palacin A, Bullon P. Resonance frequency analysis-reliability in third generation instruments: Osstell mentor(R). *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012;17(5):e801-6.
279. Herrero-Climent M, Santos-Garcia R, Jaramillo-Santos R, Romero-Ruiz MM, Fernandez-Palacin A, Lazaro-Calvo P, et al. Assessment of Osstell ISQ's reliability for implant stability measurement: a cross-sectional clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2013;18(6):e877-82.
280. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(3):261-7.
281. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(3):226-33.
282. Lachmann S, Laval JY, Jager B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, et al. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part 2: peri-implant bone loss follow-up. An in vitro study with the Periotest and Osstell instruments. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(1):80-4.

283. Lachmann S, Jager B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part I: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(1):75-9.
284. Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(3):234-43.
285. Sennerby L, Odman J, Lekholm U, Thilander B. Tissue reactions towards titanium implants inserted in growing jaws. A histological study in the pig. *Clin Oral Implants Res.* 1993;4(2):65-75.
286. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(5):520-8.
287. Brouwers JE, Lobbezoo F, Visscher CM, Wismeijer D, Naeije M. Reliability and validity of the instrumental assessment of implant stability in dry human mandibles. *J Oral Rehabil.* 2009;36(4):279-83.
288. Jaramillo R, Santos R, Lazaro P, Romero M, Rios-Santos JV, Bullon P, et al. Comparative analysis of 2 resonance frequency measurement devices: Osstell Mentor and Osstell ISQ. *Implant Dent.* 2014;23(3):351-6.
289. Herrero-Climent M, Falcao A, Lopez-Jarana P, Diaz-Castro CM, Rios-Carrasco B, Rios-Santos JV. In vitro comparative analysis of two resonance frequency measurement devices: Osstell implant stability coefficient and Penguin resonance frequency analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;21(6):1124-31.
290. Diaz-Castro MC, Falcao A, Lopez-Jarana P, Falcao C, Rios-Santos JV, Fernandez-Palacin A, et al. Repeatability of the resonance frequency analysis values in implants with a new technology. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2019;24(5):e636-e42.
291. Abrahamsson I, Linder E, Lang NP. Implant stability in relation to osseointegration: an experimental study in the Labrador dog. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(3):313-8.
292. Trisi P, Todisco M, Consolo U, Travaglini D. High versus low implant insertion torque: a histologic, histomorphometric, and biomechanical study in the sheep mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(4):837-49.

293. Duyck J, Corpas L, Vermeiren S, Ogawa T, Quirynen M, Vandamme K, et al. Histological, histomorphometrical, and radiological evaluation of an experimental implant design with a high insertion torque. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(8):877-84.
294. Degidi M, Perrotti V, Strocchi R, Piattelli A, Iezzi G. Is insertion torque correlated to bone-implant contact percentage in the early healing period? A histological and histomorphometrical evaluation of 17 human-retrieved dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(8):778-81.
295. Skalak R, Zhao Y. Interaction of force-fitting and surface roughness of implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(4):219-24.
296. Bardyn T, Gedet P, Hallermann W, Buchler P. Prediction of dental implant torque with a fast and automatic finite element analysis: a pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;109(4):594-603.
297. Freitas AC, Jr., Bonfante EA, Giro G, Janal MN, Coelho PG. The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(1):113-8.
298. Citarella R, Armentani E, Caputo F, Lepore MA. Stress Analysis of an Endosseus Dental Implant by BEM and FEM. *The Open Mechanical Engineering Journal.* 2012;tomej:115-24.
299. López-Gualdrón CI, Galeano-Arrieta CF, Pinillos JC, Moreno JC. Estudio experimental para establecer los valores de torque de inserción en implante dental. *Iteckne.* 2014;11:17-26.
300. Cooper LF, Masuda T, Whitson SW, Yliheikkila P, Felton DA. Formation of mineralizing osteoblast cultures on machined, titanium oxide grit-blasted, and plasma-sprayed titanium surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(1):37-47.
301. Nicolau P, Korostoff J, Ganeles J, Jackowski J, Krafft T, Neves M, et al. Immediate and early loading of chemically modified implants in posterior jaws: 3-year results from a prospective randomized multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013;15(4):600-12.
302. Gil FJ, Manzanares N, Badet A, Aparicio C, Ginebra MP. Biomimetic treatment on dental implants for short-term bone regeneration. *Clin Oral Investig.* 2014;18(1):59-66.

303. Herrero-Climent M, Lazaro P, Vicente Rios J, Lluch S, Marques M, Guillem-Marti J, et al. Influence of acid-etching after grit-blasted on osseointegration of titanium dental implants: in vitro and in vivo studies. *J Mater Sci Mater Med*. 2013;24(8):2047-55.
304. Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*. 1997;68(11):1117-30.
305. Ganeles J, Rosenberg MM, Holt RL, Reichman LH. Immediate loading of implants with fixed restorations in the completely edentulous mandible: report of 27 patients from a private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(3):418-26.
306. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Immediate loading of Branemark implants in edentulous mandibles: a preliminary report. *Implant Dent*. 1997;6(2):83-8.
307. Jaffin RA, Kumar A, Berman CL. Immediate loading of implants in partially and fully edentulous jaws: a series of 27 case reports. *J Periodontol*. 2000;71(5):833-8.
308. Buser D, Weber HP, Bragger U. The treatment of partially edentulous patients with ITI hollow-screw implants: presurgical evaluation and surgical procedures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(2):165-75.
309. Yamaguchi Y, Shiota M, Munakata M, Kasugai S, Ozeki M. Effect of implant design on primary stability using torque-time curves in artificial bone. *Int J Implant Dent*. 2015;1(1):21.
310. Moon SH, Um HS, Lee JK, Chang BS, Lee MK. The effect of implant shape and bone preparation on primary stability. *J Periodontal Implant Sci*. 2010;40(5):239-43.
311. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Influence of Stepped Osteotomy on Primary Stability of Implants Inserted in Low-Density Bone Sites: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(1):37-41.
312. Boustany CM, Reed H, Cunningham G, Richards M, Kanawati A. Effect of a modified stepped osteotomy on the primary stability of dental implants in low-density bone: a cadaver study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(1):48-55.
313. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Primary stability determination by means of insertion torque and RFA in a sample of 4,135 implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(4):501-7.

314. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Determination of primary stability: a comparison of the surgeon's perception and objective measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(3):558-61.
315. da Cunha HA, Francischone CE, Filho HN, de Oliveira RC. A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth implants under immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(4):578-85.
316. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Troger M, Neukam FW, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(5):601-9.
317. Herrero-Climent M, Lemos BF, Herrero-Climent F, Falcao C, Oliveira H, Herrera M, et al. Influence of Implant Design and Under-Preparation of the Implant Site on Implant Primary Stability. An In Vitro Study. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(12).

Anexo

Tablas de resultados

Estudio I

Tabla 1.1. Control VS Prototipo I – 3.0 mm – Hueso Tipo II – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| II 183010 | 1 | 11 | 71 | 68 | 69,5 | II 183010 X1 | 20 | 79 | 78 | 78,5 |
| II 183010 | 2 | 16 | 79 | 77 | 78 | II 183010 X1 | 14 | 81 | 80 | 80,5 |
| II 183010 | 3 | 24 | 77 | 76 | 76,5 | II 183010 X1 | 20 | 81 | 81 | 81 |
| II 183010 | 4 | 23 | 80 | 78 | 79 | II 183010 X1 | 34 | 83 | 83 | 83 |
| II 183010 | 5 | 18 | 78 | 78 | 78 | II 183010 X1 | 22 | 85 | 84 | 84,5 |
| II 183010 | 6 | 30 | 82 | 80 | 81 | II 183010 X1 | 48 | 86 | 85 | 85,5 |
| II 183010 | 7 | 19 | 80 | 89 | 84,5 | II 183010 X1 | 33 | 84 | 82 | 83 |
| II 183010 | 8 | 32 | 82 | 81 | 81,5 | II 183010 X1 | 53 | 84 | 84 | 84 |
| II 183010 | 9 | 53 | 85 | 84 | 84,5 | II 183010 X1 | 55 | 85 | 84 | 84,5 |
| II 183010 | 10 | 47 | 80 | 75 | 77,5 | II 183010 X1 | 51 | 84 | 85 | 84,5 |
| II 183010 | 11 | 23 | 79 | 77 | 78 | II 183010 X1 | 22 | 79 | 77 | 78 |
| II 183010 | 12 | 27 | 80 | 79 | 79,5 | II 183010 X1 | 18 | 81 | 80 | 80,5 |
| II 183010 | 13 | 26 | 64 | 64 | 64 | II 183010 X1 | 21 | 82 | 81 | 81,5 |
| II 183010 | 14 | 20 | 79 | 77 | 78 | II 183010 X1 | 24 | 85 | 83 | 84 |
| II 183010 | 15 | 28 | 79 | 78 | 78,5 | II 183010 X1 | 24 | 82 | 79 | 80,5 |
| II 183010 | 16 | 33 | 79 | 78 | 78,5 | II 183010 X1 | 30 | 83 | 83 | 83 |
| II 183010 | 17 | 53 | 81 | 81 | 81 | II 183010 X1 | 28 | 86 | 85 | 85,5 |
| II 183010 | 18 | 37 | 78 | 78 | 78 | II 183010 X1 | 38 | 84 | 84 | 84 |
| II 183010 | 19 | 35 | 83 | 83 | 83 | II 183010 X1 | 28 | 84 | 84 | 84 |
| II 183010 | 20 | 48 | 81 | 80 | 80,5 | II 183010 X1 | 44 | 87 | 86 | 86,5 |
| II 183010 | 21 | 23 | 82 | 80 | 81 | II 183010 X1 | 17 | 76 | 78 | 77 |
| II 183010 | 22 | 22 | 80 | 80 | 80 | II 183010 X1 | 29 | 81 | 81 | 81 |
| II 183010 | 23 | 28 | 83 | 81 | 82 | II 183010 X1 | 29 | 83 | 81 | 82 |
| II 183010 | 24 | 30 | 85 | 84 | 84,5 | II 183010 X1 | 27 | 84 | 83 | 83,5 |
| II 183010 | 25 | 41 | 86 | 84 | 85 | II 183010 X1 | 18 | 73 | 74 | 73,5 |
| II 183010 | 26 | 36 | 87 | 86 | 86,5 | II 183010 X1 | 26 | 83 | 84 | 83,5 |
| II 183010 | 27 | 38 | 83 | 80 | 81,5 | II 183010 X1 | 30 | 86 | 85 | 85,5 |
| II 183010 | 28 | 40 | 83 | 84 | 83,5 | II 183010 X1 | 41 | 87 | 86 | 86,5 |
| II 183010 | 29 | 52 | 87 | 85 | 86 | II 183010 X1 | 26 | 87 | 85 | 86 |
| II 183010 | 30 | 49 | 87 | 86 | 86,5 | II 183010 X1 | 52 | 87 | 86 | 86,5 |
| Media | | 32,1 | 80,7 | 79,7 | 80,2 | Media | 30,7 | 83,1 | 82,4 | 82,7 |
| DS | | 11,5 | 4,6 | 5,0 | 4,7 | DP | 11,6 | 3,2 | 2,9 | 3,0 |
| IC | | 3,6 | 1,4 | 1,5 | 1,4 | IC | 3,6 | 1,0 | 0,9 | 0,9 |
| Mediana | | 30 | 80,5 | 80 | 80,75 | Mediana | 28 | 84 | 83 | 83,5 |

Pie de tabla 1.1. 183010 – Implante grupo control; 183010 X1 – Implante grupo estudio Prototipo I; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.2. Control VS Prototipo I – 3.5 mm – Hueso Tipo II – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| II 183510 | 1 | 22 | 67 | 60 | 63,5 | II 183510 X1 | 10 | 62 | 61 | 61,5 |
| II 183510 | 2 | 21 | 61 | 55 | 58 | II 183510 X1 | 10 | 64 | 63 | 63,5 |
| II 183510 | 3 | 18 | 59 | 55 | 57 | II 183510 X1 | 10 | 59 | 64 | 61,5 |
| II 183510 | 4 | 19 | 53 | 48 | 50,5 | II 183510 X1 | 12 | 71 | 69 | 70 |
| II 183510 | 5 | 13 | 60 | 53 | 56,5 | II 183510 X1 | 19 | 68 | 65 | 66,5 |
| II 183510 | 6 | 12 | 58 | 49 | 53,5 | II 183510 X1 | 10 | 66 | 65 | 65,5 |
| II 183510 | 7 | 12 | 61 | 54 | 57,5 | II 183510 X1 | 38 | 73 | 73 | 73 |
| II 183510 | 8 | 13 | 61 | 52 | 56,5 | II 183510 X1 | 8 | 62 | 63 | 62,5 |
| II 183510 | 9 | 12 | 61 | 57 | 59 | II 183510 X1 | 64 | 69 | 66 | 67,5 |
| II 183510 | 10 | 15 | 58 | 59 | 58,5 | II 183510 X1 | 60 | 63 | 61 | 62 |
| II 183510 | 11 | 17 | 72 | 76 | 74 | II 183510 X1 | 12 | 63 | 62 | 62,5 |
| II 183510 | 12 | 16 | 70 | 76 | 73 | II 183510 X1 | 11 | 68 | 66 | 67 |
| II 183510 | 13 | 19 | 71 | 66 | 68,5 | II 183510 X1 | 17 | 71 | 70 | 70,5 |
| II 183510 | 14 | 15 | 72 | 77 | 74,5 | II 183510 X1 | 16 | 66 | 65 | 65,5 |
| II 183510 | 15 | 14 | 72 | 67 | 69,5 | II 183510 X1 | 14 | 62 | 61 | 61,5 |
| II 183510 | 16 | 16 | 75 | 70 | 72,5 | II 183510 X1 | 18 | 66 | 65 | 65,5 |
| II 183510 | 17 | 20 | 76 | 71 | 73,5 | II 183510 X1 | 32 | 61 | 70 | 65,5 |
| II 183510 | 18 | 15 | 70 | 65 | 67,5 | II 183510 X1 | 40 | 69 | 68 | 68,5 |
| II 183510 | 19 | 14 | 59 | 62 | 60,5 | II 183510 X1 | 46 | 69 | 68 | 68,5 |
| II 183510 | 20 | 11 | 67 | 62 | 64,5 | II 183510 X1 | 62 | 68 | 67 | 67,5 |
| II 183510 | 21 | 23 | 75 | 71 | 73 | II 183510 X1 | 14 | 65 | 62 | 63,5 |
| II 183510 | 22 | 26 | 76 | 73 | 74,5 | II 183510 X1 | 12 | 63 | 61 | 62 |
| II 183510 | 23 | 29 | 75 | 71 | 73 | II 183510 X1 | 17 | 69 | 67 | 68 |
| II 183510 | 24 | 31 | 76 | 71 | 73,5 | II 183510 X1 | 16 | 64 | 61 | 62,5 |
| II 183510 | 25 | 34 | 74 | 71 | 72,5 | II 183510 X1 | 16 | 61 | 57 | 59 |
| II 183510 | 26 | 16 | 66 | 64 | 65 | II 183510 X1 | 18 | 64 | 62 | 63 |
| II 183510 | 27 | 15 | 73 | 70 | 71,5 | II 183510 X1 | 34 | 69 | 66 | 67,5 |
| II 183510 | 28 | 11 | 65 | 61 | 63 | II 183510 X1 | 33 | 74 | 72 | 73 |
| II 183510 | 29 | 11 | 56 | 55 | 55,5 | II 183510 X1 | 40 | 69 | 66 | 67,5 |
| II 183510 | 30 | 10 | 46 | 44 | 45 | II 183510 X1 | 36 | 66 | 64 | 65 |
| Media | | 17,3 | 66,2 | 62,8 | 64,5 | Media | 24,8 | 66,1 | 65,0 | 65,6 |
| DS | | 6,1 | 7,9 | 9,0 | 8,2 | DP | 16,5 | 3,7 | 3,6 | 3,5 |
| IC | | 1,9 | 2,4 | 2,8 | 2,6 | IC | 5,1 | 1,2 | 1,1 | 1,1 |
| Mediana | | 15,5 | 67 | 63 | 64,75 | Mediana | 17 | 66 | 65 | 65,5 |

Pie de tabla 1.2. 183510 – Implante grupo control; 183510 X1 – Implante grupo estudio Prototipo I; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.3. Control VS Prototipo I – 3.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 183510 | 1 | 17 | 67 | 64 | 65,5 | III 183510 X1 | 25 | 75 | 73 | 74 |
| III 183510 | 2 | 32 | 80 | 79 | 79,5 | III 183510 X1 | 15 | 75 | 75 | 75 |
| III 183510 | 3 | 26 | 78 | 77 | 77,5 | III 183510 X1 | 10 | 67 | 71 | 69 |
| III 183510 | 4 | 36 | 80 | 88 | 84 | III 183510 X1 | 10 | 68 | 68 | 68 |
| III 183510 | 5 | 37 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X1 | 12 | 65 | 69 | 67 |
| III 183510 | 6 | 23 | 76 | 77 | 76,5 | III 183510 X1 | 14 | 71 | 71 | 71 |
| III 183510 | 7 | 19 | 75 | 77 | 76 | III 183510 X1 | 21 | 54 | 61 | 57,5 |
| III 183510 | 8 | 27 | 78 | 79 | 78,5 | III 183510 X1 | 19 | 76 | 76 | 76 |
| III 183510 | 9 | 21 | 59 | 56 | 57,5 | III 183510 X1 | 23 | 78 | 75 | 76,5 |
| III 183510 | 10 | 12 | 57 | 56 | 56,5 | III 183510 X1 | 19 | 67 | 66 | 66,5 |
| III 183510 | 11 | 8 | 63 | 63 | 63 | III 183510 X1 | 15 | 56 | 64 | 60 |
| III 183510 | 12 | 9 | 76 | 77 | 76,5 | III 183510 X1 | 17 | 56 | 59 | 57,5 |
| III 183510 | 13 | 5 | 59 | 60 | 59,5 | III 183510 X1 | 20 | 67 | 69 | 68 |
| III 183510 | 14 | 7 | 65 | 62 | 63,5 | III 183510 X1 | 12 | 59 | 60 | 59,5 |
| III 183510 | 15 | 8 | 54 | 58 | 56 | III 183510 X1 | 25 | 70 | 75 | 72,5 |
| III 183510 | 16 | 57 | 81 | 79 | 80 | III 183510 X1 | 31 | 79 | 79 | 79 |
| III 183510 | 17 | 49 | 79 | 78 | 78,5 | III 183510 X1 | 22 | 78 | 76 | 77 |
| III 183510 | 18 | 49 | 61 | 66 | 63,5 | III 183510 X1 | 22 | 78 | 76 | 77 |
| III 183510 | 19 | 37 | 77 | 73 | 75 | III 183510 X1 | 28 | 78 | 79 | 78,5 |
| III 183510 | 20 | 55 | 76 | 74 | 75 | III 183510 X1 | 40 | 78 | 79 | 78,5 |
| III 183510 | 21 | 67 | 76 | 74 | 75 | III 183510 X1 | 30 | 72 | 72 | 72 |
| III 183510 | 22 | 32 | 70 | 70 | 70 | III 183510 X1 | 22 | 72 | 72 | 72 |
| III 183510 | 23 | 28 | 71 | 67 | 69 | III 183510 X1 | 34 | 76 | 75 | 75,5 |
| III 183510 | 24 | 15 | 62 | 62 | 62 | III 183510 X1 | 20 | 73 | 72 | 72,5 |
| III 183510 | 25 | 44 | 77 | 79 | 78 | III 183510 X1 | 29 | 77 | 78 | 77,5 |
| III 183510 | 26 | 43 | 74 | 72 | 73 | III 183510 X1 | 17 | 72 | 70 | 71 |
| III 183510 | 27 | 32 | 74 | 74 | 74 | III 183510 X1 | 20 | 76 | 75 | 75,5 |
| III 183510 | 28 | 20 | 72 | 68 | 70 | III 183510 X1 | 23 | 77 | 76 | 76,5 |
| III 183510 | 29 | 43 | 74 | 74 | 74 | III 183510 X1 | 46 | 74 | 73 | 73,5 |
| III 183510 | 30 | 44 | 80 | 78 | 79 | III 183510 X1 | 25 | 71 | 72 | 71,5 |
| Media | | 30,1 | 71,6 | 71,3 | 71,4 | Media | 22,2 | 71,2 | 71,9 | 71,5 |
| DS | | 16,3 | 7,8 | 8,0 | 7,8 | DP | 8,2 | 7,0 | 5,4 | 6,1 |
| IC | | 5,1 | 2,4 | 2,5 | 2,4 | IC | 2,6 | 2,2 | 1,7 | 1,9 |
| Mediana | | 30 | 74,5 | 74 | 74,5 | Mediana | 21,5 | 72,5 | 72,5 | 72,5 |

Pie de tabla 1.3. 183510 – Implante grupo control; 183510 X1 – Implante grupo estudio Prototipo I; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.4. Control VS Prototipo I – 3.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 183510 | 1 | 15 | 67 | 71 | 69 | III 183510 X1 | 34 | 74 | 75 | 74,5 |
| III 183510 | 2 | 10 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X1 | 37 | 70 | 68 | 69 |
| III 183510 | 3 | 18 | 72 | 73 | 72,5 | III 183510 X1 | 22 | 62 | 54 | 58 |
| III 183510 | 4 | 15 | 69 | 68 | 68,5 | III 183510 X1 | 38 | 76 | 76 | 76 |
| III 183510 | 5 | 14 | 70 | 73 | 71,5 | III 183510 X1 | 46 | 63 | 73 | 68 |
| III 183510 | 6 | 13 | 74 | 76 | 75 | III 183510 X1 | 46 | 60 | 61 | 60,5 |
| III 183510 | 7 | 18 | 77 | 78 | 77,5 | III 183510 X1 | 38 | 76 | 76 | 76 |
| III 183510 | 8 | 38 | 74 | 73 | 73,5 | III 183510 X1 | 42 | 76 | 78 | 77 |
| III 183510 | 9 | 36 | 76 | 73 | 74,5 | III 183510 X1 | 38 | 75 | 76 | 75,5 |
| III 183510 | 10 | 35 | 77 | 74 | 75,5 | III 183510 X1 | 40 | 76 | 78 | 77 |
| III 183510 | 11 | 36 | 77 | 75 | 76 | III 183510 X1 | 29 | 72 | 76 | 74 |
| III 183510 | 12 | 37 | 77 | 76 | 76,5 | III 183510 X1 | 27 | 67 | 70 | 68,5 |
| III 183510 | 13 | 34 | 75 | 74 | 74,5 | III 183510 X1 | 23 | 70 | 72 | 71 |
| III 183510 | 14 | 32 | 78 | 77 | 77,5 | III 183510 X1 | 25 | 70 | 73 | 71,5 |
| III 183510 | 15 | 18 | 64 | 59 | 61,5 | III 183510 X1 | 12 | 53 | 56 | 54,5 |
| III 183510 | 16 | 15 | 66 | 66 | 66 | III 183510 X1 | 26 | 75 | 75 | 75 |
| III 183510 | 17 | 8 | 59 | 60 | 59,5 | III 183510 X1 | 35 | 75 | 70 | 72,5 |
| III 183510 | 18 | 4 | 38 | 45 | 41,5 | III 183510 X1 | 34 | 76 | 75 | 75,5 |
| III 183510 | 19 | 14 | 74 | 74 | 74 | III 183510 X1 | 30 | 76 | 74 | 75 |
| III 183510 | 20 | 20 | 71 | 72 | 71,5 | III 183510 X1 | 29 | 74 | 74 | 74 |
| III 183510 | 21 | 34 | 71 | 66 | 68,5 | III 183510 X1 | 33 | 76 | 75 | 75,5 |
| III 183510 | 22 | 28 | 69 | 73 | 71 | III 183510 X1 | 38 | 75 | 75 | 75 |
| III 183510 | 23 | 15 | 78 | 76 | 77 | III 183510 X1 | 34 | 74 | 76 | 75 |
| III 183510 | 24 | 38 | 69 | 67 | 68 | III 183510 X1 | 39 | 74 | 76 | 75 |
| III 183510 | 25 | 35 | 73 | 70 | 71,5 | III 183510 X1 | 39 | 76 | 79 | 77,5 |
| III 183510 | 26 | 20 | 71 | 70 | 70,5 | III 183510 X1 | 8 | 74 | 76 | 75 |
| III 183510 | 27 | 29 | 59 | 58 | 58,5 | III 183510 X1 | 8 | 51 | 53 | 52 |
| III 183510 | 28 | 10 | 57 | 57 | 57 | III 183510 X1 | 8 | 61 | 57 | 59 |
| III 183510 | 29 | 10 | 56 | 56 | 56 | III 183510 X1 | 8 | 64 | 61 | 62,5 |
| III 183510 | 30 | 10 | 66 | 67 | 66,5 | III 183510 X1 | 15 | 69 | 69 | 69 |
| Media | | 22,0 | 69,3 | 69,1 | 69,2 | Media | 29,4 | 70,3 | 70,9 | 70,6 |
| DS | | 10,8 | 8,5 | 7,7 | 8,0 | DP | 11,5 | 7,0 | 7,5 | 7,1 |
| IC | | 3,3 | 2,6 | 2,4 | 2,5 | IC | 3,6 | 2,2 | 2,3 | 2,2 |
| Mediana | | 18 | 71 | 72,5 | 71,5 | Mediana | 33,5 | 74 | 74,5 | 74,25 |

Pie de tabla 1.4. 183510 – Implante grupo control; 183510 X1 – Implante grupo estudio Prototipo I; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.5. Control VS Prototipo I – 4.0 mm – Hueso Tipo II – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| II 184010 | 1 | 64 | 78 | 79 | 58,5 | II 184010 X1 | 50 | 78 | 61 | 69,5 |
| II 184010 | 2 | 26 | 76 | 76 | 60,5 | II 184010 X1 | 55 | 79 | 76 | 77,5 |
| II 184010 | 3 | 27 | 76 | 76 | 68,5 | II 184010 X1 | 62 | 82 | 79 | 80,5 |
| II 184010 | 4 | 18 | 77 | 75 | 78,5 | II 184010 X1 | 67 | 79 | 78 | 78,5 |
| II 184010 | 5 | 30 | 82 | 82 | 83 | II 184010 X1 | 72 | 79 | 77 | 78 |
| II 184010 | 6 | 22 | 81 | 81 | 82 | II 184010 X1 | 73 | 79 | 77 | 78 |
| II 184010 | 7 | 14 | 79 | 79 | 82,5 | II 184010 X1 | 76 | 82 | 80 | 81 |
| II 184010 | 8 | 32 | 82 | 80 | 81 | II 184010 X1 | 70 | 82 | 81 | 81,5 |
| II 184010 | 9 | 21 | 81 | 79 | 81 | II 184010 X1 | 60 | 81 | 76 | 76 |
| II 184010 | 10 | 45 | 82 | 82 | 80,5 | II 184010 X1 | 60 | 76 | 75 | 75,5 |
| II 184010 | 11 | 45 | 74 | 74 | 82 | II 184010 X1 | 56 | 73 | 71 | 72 |
| II 184010 | 12 | 22 | 76 | 76 | 81 | II 184010 X1 | 58 | 77 | 74 | 75,5 |
| II 184010 | 13 | 20 | 76 | 76 | 81,5 | II 184010 X1 | 70 | 81 | 81 | 81 |
| II 184010 | 14 | 20 | 79 | 77 | 81 | II 184010 X1 | 53 | 76 | 73 | 74,5 |
| II 184010 | 15 | 14 | 79 | 77 | 81 | II 184010 X1 | 63 | 72 | 71 | 71,5 |
| II 184010 | 16 | 18 | 79 | 77 | 82 | II 184010 X1 | 61 | 76 | 76 | 76 |
| II 184010 | 17 | 20 | 82 | 82 | 80 | II 184010 X1 | 58 | 77 | 80 | 78,5 |
| II 184010 | 18 | 28 | 82 | 82 | 82 | II 184010 X1 | 80 | 87 | 76 | 81,5 |
| II 184010 | 19 | 33 | 81 | 81 | 80,5 | II 184010 X1 | 72 | 80 | 76 | 78 |
| II 184010 | 20 | 47 | 79 | 76 | 78 | II 184010 X1 | 60 | 77 | 75 | 76 |
| II 184010 | 21 | 22 | 78 | 77 | 79,5 | II 184010 X1 | 64 | 76 | 75 | 75,5 |
| II 184010 | 22 | 23 | 74 | 74 | 76,5 | II 184010 X1 | 64 | 76 | 71 | 73,5 |
| II 184010 | 23 | 33 | 69 | 59 | 79,5 | II 184010 X1 | 76 | 71 | 74 | 72,5 |
| II 184010 | 24 | 25 | 79 | 76 | 80,5 | II 184010 X1 | 56 | 80 | 77 | 78,5 |
| II 184010 | 25 | 16 | 77 | 77 | 78 | II 184010 X1 | 63 | 77 | 77 | 77 |
| II 184010 | 26 | 16 | 77 | 77 | 78 | II 184010 X1 | 64 | 81 | 78 | 79,5 |
| II 184010 | 27 | 18 | 77 | 75 | 76,5 | II 184010 X1 | 63 | 78 | 76 | 77 |
| II 184010 | 28 | 18 | 80 | 77 | 71 | II 184010 X1 | 62 | 78 | 77 | 77,5 |
| II 184010 | 29 | 44 | 82 | 81 | 64 | II 184010 X1 | 69 | 79 | 77 | 78 |
| II 184010 | 30 | 44 | 75 | 72 | 75,5 | II 184010 X1 | 60 | 76 | 78 | 77 |
| Media | | 27,5 | 78,3 | 77,1 | 77,5 | Media | 63,9 | 78,0 | 75,8 | 76,9 |
| DS | | 11,9 | 3,0 | 4,3 | 6,4 | DP | 7,2 | 3,2 | 3,8 | 3,0 |
| IC | | 3,7 | 0,9 | 1,3 | 2,0 | IC | 2,2 | 1,0 | 1,2 | 0,9 |
| Mediana | | 22,5 | 79 | 77 | 80,25 | Mediana | 63 | 78 | 76 | 77,25 |

Pie de tabla 1.5. 184010 – Implante grupo control; 184010 X1 – Implante grupo estudio Prototipo I; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.6. Control VS Prototipo I – 4.0 mm – Hueso Tipo II – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| II 184010 | 1 | 74 | 76 | 70 | 58,5 | II 184010 X1 | 44 | 55 | 66 | 60,5 |
| II 184010 | 2 | 55 | 78 | 77 | 60,5 | II 184010 X1 | 41 | 76 | 74 | 75 |
| II 184010 | 3 | 28 | 78 | 77 | 68,5 | II 184010 X1 | 76 | 76 | 63 | 69,5 |
| II 184010 | 4 | 60 | 81 | 80 | 78,5 | II 184010 X1 | 64 | 79 | 76 | 77,5 |
| II 184010 | 5 | 69 | 83 | 82 | 83 | II 184010 X1 | 60 | 81 | 81 | 81 |
| II 184010 | 6 | 58 | 82 | 80 | 82 | II 184010 X1 | 70 | 83 | 81 | 82 |
| II 184010 | 7 | 75 | 84 | 83 | 82,5 | II 184010 X1 | 49 | 78 | 76 | 77 |
| II 184010 | 8 | 18 | 72 | 75 | 81 | II 184010 X1 | 44 | 80 | 77 | 78,5 |
| II 184010 | 9 | 22 | 71 | 73 | 81 | II 184010 X1 | 43 | 77 | 79 | 78 |
| II 184010 | 10 | 19 | 65 | 67 | 80,5 | II 184010 X1 | 70 | 79 | 79 | 79 |
| II 184010 | 11 | 18 | 75 | 72 | 82 | II 184010 X1 | 69 | 82 | 82 | 82 |
| II 184010 | 12 | 18 | 75 | 70 | 81 | II 184010 X1 | 65 | 82 | 82 | 82 |
| II 184010 | 13 | 15 | 74 | 71 | 81,5 | II 184010 X1 | 56 | 71 | 76 | 73,5 |
| II 184010 | 14 | 15 | 75 | 74 | 81 | II 184010 X1 | 68 | 80 | 80 | 80 |
| II 184010 | 15 | 23 | 56 | 66 | 81 | II 184010 X1 | 60 | 82 | 82 | 82 |
| II 184010 | 16 | 21 | 76 | 77 | 82 | II 184010 X1 | 64 | 81 | 81 | 81 |
| II 184010 | 17 | 15 | 71 | 70 | 80 | II 184010 X1 | 72 | 83 | 81 | 82 |
| II 184010 | 18 | 16 | 77 | 75 | 82 | II 184010 X1 | 46 | 82 | 81 | 81,5 |
| II 184010 | 19 | 30 | 73 | 73 | 80,5 | II 184010 X1 | 43 | 82 | 83 | 82,5 |
| II 184010 | 20 | 42 | 76 | 75 | 78 | II 184010 X1 | 37 | 76 | 76 | 76 |
| II 184010 | 21 | 40 | 77 | 77 | 79,5 | II 184010 X1 | 50 | 78 | 76 | 77 |
| II 184010 | 22 | 64 | 77 | 75 | 76,5 | II 184010 X1 | 49 | 81 | 80 | 80,5 |
| II 184010 | 23 | 74 | 79 | 76 | 79,5 | II 184010 X1 | 66 | 81 | 80 | 80,5 |
| II 184010 | 24 | 86 | 82 | 79 | 80,5 | II 184010 X1 | 62 | 83 | 82 | 82,5 |
| II 184010 | 25 | 34 | 76 | 76 | 78 | II 184010 X1 | 71 | 83 | 82 | 82,5 |
| II 184010 | 26 | 25 | 76 | 74 | 78 | II 184010 X1 | 48 | 82 | 82 | 82 |
| II 184010 | 27 | 18 | 76 | 74 | 76,5 | II 184010 X1 | 42 | 77 | 77 | 77 |
| II 184010 | 28 | 27 | 76 | 75 | 71 | II 184010 X1 | 42 | 79 | 78 | 78,5 |
| II 184010 | 29 | 32 | 76 | 75 | 64 | II 184010 X1 | 51 | 83 | 82 | 82,5 |
| II 184010 | 30 | 42 | 79 | 77 | 75,5 | II 184010 X1 | 78 | 80 | 80 | 80 |
| Media | | 37,8 | 75,7 | 74,8 | 77,5 | Media | 56,7 | 79,1 | 78,5 | 78,8 |
| DS | | 21,9 | 5,3 | 3,9 | 6,4 | DP | 12,1 | 5,3 | 4,5 | 4,6 |
| IC | | 6,8 | 1,6 | 1,2 | 2,0 | IC | 3,7 | 1,6 | 1,4 | 1,4 |
| Mediana | | 29 | 76 | 75 | 80,25 | Mediana | 58 | 80,5 | 80 | 80,25 |

Pie de tabla 1.6. 184010 – Implante grupo control; 184010 X1 – Implante grupo estudio Prototipo I; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.7. Control VS Prototipo I – 4.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 184010 | 1 | 20 | 72 | 71 | 71,5 | III 184010 X1 | 9 | 61 | 61 | 61 |
| III 184010 | 2 | 12 | 57 | 58 | 57,5 | III 184010 X1 | 45 | 76 | 76 | 76 |
| III 184010 | 3 | 10 | 54 | 52 | 53 | III 184010 X1 | 41 | 63 | 65 | 64 |
| III 184010 | 4 | 10 | 52 | 55 | 53,5 | III 184010 X1 | 40 | 80 | 78 | 79 |
| III 184010 | 5 | 11 | 54 | 62 | 58 | III 184010 X1 | 30 | 77 | 70 | 73,5 |
| III 184010 | 6 | 10 | 65 | 65 | 65 | III 184010 X1 | 51 | 73 | 77 | 75 |
| III 184010 | 7 | 10 | 61 | 62 | 61,5 | III 184010 X1 | 29 | 69 | 69 | 69 |
| III 184010 | 8 | 10 | 53 | 56 | 54,5 | III 184010 X1 | 17 | 66 | 70 | 68 |
| III 184010 | 9 | 10 | 48 | 49 | 48,5 | III 184010 X1 | 15 | 63 | 58 | 60,5 |
| III 184010 | 10 | 12 | 62 | 66 | 64 | III 184010 X1 | 31 | 72 | 63 | 67,5 |
| III 184010 | 11 | 10 | 40 | 40 | 40 | III 184010 X1 | 26 | 70 | 73 | 71,5 |
| III 184010 | 12 | 11 | 58 | 64 | 61 | III 184010 X1 | 14 | 61 | 59 | 60 |
| III 184010 | 13 | 12 | 71 | 71 | 71 | III 184010 X1 | 17 | 68 | 68 | 68 |
| III 184010 | 14 | 12 | 68 | 68 | 68 | III 184010 X1 | 19 | 73 | 71 | 72 |
| III 184010 | 15 | 14 | 70 | 75 | 72,5 | III 184010 X1 | 24 | 70 | 70 | 70 |
| III 184010 | 16 | 10 | 61 | 64 | 62,5 | III 184010 X1 | 15 | 61 | 69 | 65 |
| III 184010 | 17 | 10 | 63 | 62 | 62,5 | III 184010 X1 | 13 | 72 | 73 | 72,5 |
| III 184010 | 18 | 12 | 67 | 67 | 67 | III 184010 X1 | 16 | 75 | 76 | 75,5 |
| III 184010 | 19 | 10 | 45 | 45 | 45 | III 184010 X1 | 18 | 73 | 76 | 74,5 |
| III 184010 | 20 | 32 | 76 | 78 | 77 | III 184010 X1 | 20 | 72 | 75 | 73,5 |
| III 184010 | 21 | 31 | 80 | 77 | 78,5 | III 184010 X1 | 32 | 61 | 72 | 66,5 |
| III 184010 | 22 | 30 | 75 | 72 | 73,5 | III 184010 X1 | 25 | 78 | 76 | 77 |
| III 184010 | 23 | 43 | 78 | 76 | 77 | III 184010 X1 | 15 | 66 | 67 | 66,5 |
| III 184010 | 24 | 40 | 78 | 75 | 76,5 | III 184010 X1 | 11 | 64 | 61 | 62,5 |
| III 184010 | 25 | 28 | 78 | 78 | 78 | III 184010 X1 | 11 | 60 | 56 | 58 |
| III 184010 | 26 | 18 | 61 | 54 | 57,5 | III 184010 X1 | 12 | 47 | 50 | 48,5 |
| III 184010 | 27 | 16 | 66 | 66 | 66 | III 184010 X1 | 11 | 55 | 54 | 54,5 |
| III 184010 | 28 | 41 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X1 | 10 | 63 | 61 | 62 |
| III 184010 | 29 | 33 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X1 | 12 | 45 | 53 | 49 |
| III 184010 | 30 | 10 | 57 | 61 | 59 | III 184010 X1 | 10 | 59 | 57 | 58 |
| Media | | 17,9 | 64,4 | 65,1 | 64,8 | Media | 21,3 | 66,4 | 66,8 | 66,6 |
| DS | | 10,8 | 11,1 | 10,5 | 10,7 | DP | 11,2 | 8,3 | 8,0 | 7,9 |
| IC | | 3,3 | 3,5 | 3,3 | 3,3 | IC | 3,5 | 2,6 | 2,5 | 2,4 |
| Mediana | | 12 | 64 | 65,5 | 64,5 | Mediana | 17 | 67 | 69 | 67,75 |

Pie de tabla 1.7. 184010 – Implante grupo control; 184010 X1 – Implante grupo estudio Prototipo I; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.8. Control VS Prototipo I – 4.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 184010 | 1 | 34 | 58 | 59 | 58,5 | III 184010 X1 | 42 | 76 | 76 | 76 |
| III 184010 | 2 | 30 | 60 | 61 | 60,5 | III 184010 X1 | 38 | 67 | 67 | 67 |
| III 184010 | 3 | 32 | 64 | 73 | 68,5 | III 184010 X1 | 40 | 73 | 72 | 72,5 |
| III 184010 | 4 | 53 | 77 | 80 | 78,5 | III 184010 X1 | 24 | 72 | 71 | 71,5 |
| III 184010 | 5 | 50 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X1 | 46 | 78 | 79 | 78,5 |
| III 184010 | 6 | 52 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X1 | 36 | 76 | 76 | 76 |
| III 184010 | 7 | 46 | 82 | 83 | 82,5 | III 184010 X1 | 63 | 79 | 71 | 75 |
| III 184010 | 8 | 48 | 80 | 82 | 81 | III 184010 X1 | 68 | 80 | 80 | 80 |
| III 184010 | 9 | 50 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X1 | 58 | 81 | 79 | 80 |
| III 184010 | 10 | 38 | 80 | 81 | 80,5 | III 184010 X1 | 45 | 67 | 66 | 66,5 |
| III 184010 | 11 | 35 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X1 | 50 | 80 | 80 | 80 |
| III 184010 | 12 | 50 | 82 | 80 | 81 | III 184010 X1 | 64 | 59 | 66 | 62,5 |
| III 184010 | 13 | 44 | 80 | 83 | 81,5 | III 184010 X1 | 60 | 81 | 81 | 81 |
| III 184010 | 14 | 40 | 80 | 82 | 81 | III 184010 X1 | 40 | 77 | 75 | 76 |
| III 184010 | 15 | 35 | 80 | 82 | 81 | III 184010 X1 | 22 | 71 | 74 | 72,5 |
| III 184010 | 16 | 25 | 83 | 81 | 82 | III 184010 X1 | 20 | 76 | 76 | 76 |
| III 184010 | 17 | 60 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X1 | 24 | 74 | 76 | 75 |
| III 184010 | 18 | 28 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X1 | 18 | 72 | 75 | 73,5 |
| III 184010 | 19 | 28 | 80 | 81 | 80,5 | III 184010 X1 | 37 | 76 | 77 | 76,5 |
| III 184010 | 20 | 30 | 77 | 79 | 78 | III 184010 X1 | 18 | 77 | 75 | 76 |
| III 184010 | 21 | 32 | 79 | 80 | 79,5 | III 184010 X1 | 25 | 74 | 72 | 73 |
| III 184010 | 22 | 24 | 76 | 77 | 76,5 | III 184010 X1 | 32 | 76 | 77 | 76,5 |
| III 184010 | 23 | 26 | 80 | 79 | 79,5 | III 184010 X1 | 28 | 73 | 75 | 74 |
| III 184010 | 24 | 32 | 80 | 81 | 80,5 | III 184010 X1 | 12 | 71 | 71 | 71 |
| III 184010 | 25 | 28 | 78 | 78 | 78 | III 184010 X1 | 26 | 79 | 80 | 79,5 |
| III 184010 | 26 | 25 | 78 | 78 | 78 | III 184010 X1 | 40 | 78 | 77 | 77,5 |
| III 184010 | 27 | 19 | 76 | 77 | 76,5 | III 184010 X1 | 46 | 79 | 78 | 78,5 |
| III 184010 | 28 | 15 | 72 | 70 | 71 | III 184010 X1 | 36 | 75 | 64 | 69,5 |
| III 184010 | 29 | 12 | 65 | 63 | 64 | III 184010 X1 | 58 | 79 | 77 | 78 |
| III 184010 | 30 | 14 | 76 | 75 | 75,5 | III 184010 X1 | 42 | 76 | 77 | 76,5 |
| Media | | 34,5 | 77,1 | 77,8 | 77,5 | Media | 38,6 | 75,1 | 74,7 | 74,9 |
| DS | | 12,3 | 6,6 | 6,3 | 6,4 | DP | 15,0 | 4,7 | 4,4 | 4,3 |
| IC | | 3,8 | 2,0 | 2,0 | 2,0 | IC | 4,6 | 1,5 | 1,4 | 1,3 |
| Mediana | | 32 | 80 | 80 | 80,25 | Mediana | 39 | 76 | 76 | 76 |

Pie de tabla 1.8. 184010 – Implante grupo control; 184010 X1 – Implante grupo estudio Prototipo I; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.9. Control VS Prototipo I – 4.5 mm – Hueso Tipo II – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| II 184510 | 1 | 11 | 66 | 63 | 64,5 | II 184510 X1 | 9 | 48 | 46 | 47 |
| II 184510 | 2 | 15 | 72 | 68 | 70 | II 184510 X1 | 9 | 63 | 61 | 62 |
| II 184510 | 3 | 23 | 76 | 73 | 74,5 | II 184510 X1 | 18 | 76 | 63 | 69,5 |
| II 184510 | 4 | 23 | 69 | 65 | 67 | II 184510 X1 | 22 | 76 | 74 | 75 |
| II 184510 | 5 | 19 | 74 | 70 | 72 | II 184510 X1 | 25 | 76 | 74 | 75 |
| II 184510 | 6 | 16 | 75 | 70 | 72,5 | II 184510 X1 | 25 | 76 | 72 | 74 |
| II 184510 | 7 | 10 | 68 | 62 | 65 | II 184510 X1 | 34 | 77 | 75 | 76 |
| II 184510 | 8 | 16 | 72 | 70 | 71 | II 184510 X1 | 45 | 77 | 74 | 75,5 |
| II 184510 | 9 | 21 | 76 | 74 | 75 | II 184510 X1 | 39 | 76 | 74 | 75 |
| II 184510 | 10 | 23 | 78 | 74 | 76 | II 184510 X1 | 60 | 74 | 75 | 74,5 |
| II 184510 | 11 | 24 | 77 | 76 | 76,5 | II 184510 X1 | 68 | 81 | 78 | 79,5 |
| II 184510 | 12 | 44 | 78 | 76 | 77 | II 184510 X1 | 70 | 79 | 79 | 79 |
| II 184510 | 13 | 45 | 78 | 77 | 77,5 | II 184510 X1 | 76 | 81 | 80 | 80,5 |
| II 184510 | 14 | 84 | 80 | 79 | 79,5 | II 184510 X1 | 78 | 82 | 82 | 82 |
| II 184510 | 15 | 77 | 75 | 72 | 73,5 | II 184510 X1 | 75 | 85 | 84 | 84,5 |
| II 184510 | 16 | 22 | 70 | 65 | 67,5 | II 184510 X1 | 25 | 76 | 71 | 73,5 |
| II 184510 | 17 | 19 | 63 | 64 | 63,5 | II 184510 X1 | 26 | 72 | 67 | 69,5 |
| II 184510 | 18 | 20 | 70 | 66 | 68 | II 184510 X1 | 5 | 71 | 68 | 69,5 |
| II 184510 | 19 | 20 | 72 | 68 | 70 | II 184510 X1 | 25 | 75 | 71 | 73 |
| II 184510 | 20 | 23 | 74 | 68 | 71 | II 184510 X1 | 31 | 73 | 69 | 71 |
| II 184510 | 21 | 23 | 76 | 70 | 73 | II 184510 X1 | 45 | 77 | 73 | 75 |
| II 184510 | 22 | 18 | 74 | 72 | 73 | II 184510 X1 | 60 | 79 | 76 | 77,5 |
| II 184510 | 23 | 35 | 77 | 77 | 77 | II 184510 X1 | 64 | 79 | 75 | 77 |
| II 184510 | 24 | 60 | 74 | 70 | 72 | II 184510 X1 | 70 | 80 | 76 | 78 |
| II 184510 | 25 | 62 | 71 | 75 | 73 | II 184510 X1 | 76 | 80 | 76 | 78 |
| II 184510 | 26 | 81 | 81 | 79 | 80 | II 184510 X1 | 74 | 82 | 79 | 80,5 |
| II 184510 | 27 | 74 | 81 | 80 | 80,5 | II 184510 X1 | 80 | 84 | 81 | 82,5 |
| II 184510 | 28 | 76 | 84 | 82 | 83 | II 184510 X1 | 80 | 85 | 83 | 84 |
| II 184510 | 29 | 81 | 81 | 79 | 80 | II 184510 X1 | 80 | 85 | 85 | 85 |
| II 184510 | 30 | 85 | 83 | 83 | 83 | II 184510 X1 | 82 | 84 | 86 | 85 |
| Media | | 38,3 | 74,8 | 72,2 | 73,5 | Media | 49,2 | 77,0 | 74,2 | 75,6 |
| DS | | 25,9 | 4,9 | 5,7 | 5,2 | DP | 25,6 | 7,2 | 7,9 | 7,4 |
| IC | | 8,0 | 1,5 | 1,8 | 1,6 | IC | 7,9 | 2,2 | 2,5 | 2,3 |
| Mediana | | 23 | 75 | 72 | 73 | Mediana | 52,5 | 77 | 75 | 75,75 |

Pie de tabla 1.9. 184510 – Implante grupo control; 184510 X1 – Implante grupo estudio Prototipo I; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.10. Control VS Prototipo I – 4.5 mm – Hueso Tipo II – INFRA con fresa de perfil)

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| II 184510 | 1 | 76 | 87 | 87 | 87 | II 184510 X1 | 55 | 71 | 71 | 71 |
| II 184510 | 2 | 74 | 87 | 84 | 85,5 | II 184510 X1 | 65 | 87 | 84 | 85,5 |
| II 184510 | 3 | 81 | 87 | 87 | 87 | II 184510 X1 | 78 | 87 | 87 | 87 |
| II 184510 | 4 | 79 | 86 | 84 | 85 | II 184510 X1 | 68 | 88 | 86 | 87 |
| II 184510 | 5 | 78 | 86 | 87 | 86,5 | II 184510 X1 | 81 | 84 | 81 | 82,5 |
| II 184510 | 6 | 75 | 87 | 88 | 87,5 | II 184510 X1 | 81 | 86 | 83 | 84,5 |
| II 184510 | 7 | 76 | 87 | 84 | 85,5 | II 184510 X1 | 69 | 85 | 81 | 83 |
| II 184510 | 8 | 80 | 85 | 84 | 84,5 | II 184510 X1 | 74 | 85 | 83 | 84 |
| II 184510 | 9 | 78 | 82 | 83 | 82,5 | II 184510 X1 | 79 | 76 | 79 | 77,5 |
| II 184510 | 10 | 79 | 83 | 84 | 83,5 | II 184510 X1 | 70 | 82 | 77 | 79,5 |
| II 184510 | 11 | 78 | 87 | 85 | 86 | II 184510 X1 | 75 | 81 | 77 | 79 |
| II 184510 | 12 | 71 | 83 | 81 | 82 | II 184510 X1 | 76 | 78 | 78 | 78 |
| II 184510 | 13 | 59 | 81 | 81 | 81 | II 184510 X1 | 76 | 83 | 80 | 81,5 |
| II 184510 | 14 | 83 | 85 | 85 | 85 | II 184510 X1 | 77 | 81 | 81 | 81 |
| II 184510 | 15 | 79 | 72 | 78 | 75 | II 184510 X1 | 80 | 82 | 79 | 80,5 |
| II 184510 | 16 | 81 | 82 | 80 | 81 | II 184510 X1 | 68 | 86 | 88 | 87 |
| II 184510 | 17 | 80 | 84 | 81 | 82,5 | II 184510 X1 | 72 | 85 | 85 | 85 |
| II 184510 | 18 | 81 | 82 | 79 | 80,5 | II 184510 X1 | 74 | 86 | 83 | 84,5 |
| II 184510 | 19 | 78 | 81 | 79 | 80 | II 184510 X1 | 80 | 87 | 77 | 82 |
| II 184510 | 20 | 82 | 84 | 81 | 82,5 | II 184510 X1 | 76 | 86 | 86 | 86 |
| II 184510 | 21 | 87 | 86 | 84 | 85 | II 184510 X1 | 80 | 86 | 86 | 86 |
| II 184510 | 22 | 84 | 85 | 82 | 83,5 | II 184510 X1 | 80 | 87 | 84 | 85,5 |
| II 184510 | 23 | 87 | 81 | 79 | 80 | II 184510 X1 | 80 | 86 | 86 | 86 |
| II 184510 | 24 | 83 | 83 | 81 | 82 | II 184510 X1 | 80 | 83 | 85 | 84 |
| II 184510 | 25 | 86 | 86 | 84 | 85 | II 184510 X1 | 80 | 85 | 85 | 85 |
| II 184510 | 26 | 86 | 87 | 85 | 86 | II 184510 X1 | 78 | 84 | 81 | 82,5 |
| II 184510 | 27 | 86 | 86 | 84 | 85 | II 184510 X1 | 79 | 86 | 86 | 86 |
| II 184510 | 28 | 80 | 87 | 87 | 87 | II 184510 X1 | 79 | 85 | 85 | 85 |
| II 184510 | 29 | 86 | 86 | 85 | 85,5 | II 184510 X1 | 80 | 85 | 85 | 85 |
| II 184510 | 30 | 88 | 88 | 87 | 87,5 | II 184510 X1 | 80 | 84 | 81 | 82,5 |
| Media | | 80,0 | 84,4 | 83,3 | 83,9 | Media | 75,7 | 83,9 | 82,3 | 83,1 |
| DS | | 5,7 | 3,1 | 2,8 | 2,8 | DP | 5,8 | 3,6 | 3,8 | 3,5 |
| IC | | 1,8 | 1,0 | 0,9 | 0,9 | IC | 1,8 | 1,1 | 1,2 | 1,1 |
| Mediana | | 80 | 85,5 | 84 | 85 | Mediana | 78 | 85 | 83 | 84,25 |

Pie de tabla 1.10. 184510 – Implante grupo control; 184510 X1 – Implante grupo estudio Prototipo I; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.11. Control VS Prototipo I – 4.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 184510 | 1 | 61 | 84 | 82 | 83 | III 184510 X1 | 50 | 76 | 79 | 77,5 |
| III 184510 | 2 | 66 | 84 | 84 | 84 | III 184510 X1 | 34 | 62 | 61 | 61,5 |
| III 184510 | 3 | 40 | 82 | 81 | 81,5 | III 184510 X1 | 40 | 75 | 76 | 75,5 |
| III 184510 | 4 | 45 | 85 | 83 | 84 | III 184510 X1 | 65 | 56 | 44 | 50 |
| III 184510 | 5 | 52 | 61 | 59 | 60 | III 184510 X1 | 47 | 83 | 81 | 82 |
| III 184510 | 6 | 45 | 82 | 81 | 81,5 | III 184510 X1 | 49 | 77 | 73 | 75 |
| III 184510 | 7 | 41 | 80 | 80 | 80 | III 184510 X1 | 48 | 83 | 80 | 81,5 |
| III 184510 | 8 | 31 | 75 | 76 | 75,5 | III 184510 X1 | 50 | 80 | 81 | 80,5 |
| III 184510 | 9 | 35 | 89 | 89 | 89 | III 184510 X1 | 50 | 80 | 81 | 80,5 |
| III 184510 | 10 | 33 | 72 | 71 | 71,5 | III 184510 X1 | 39 | 79 | 78 | 78,5 |
| III 184510 | 11 | 34 | 76 | 72 | 74 | III 184510 X1 | 40 | 81 | 81 | 81 |
| III 184510 | 12 | 44 | 80 | 80 | 80 | III 184510 X1 | 40 | 75 | 75 | 75 |
| III 184510 | 13 | 60 | 79 | 81 | 80 | III 184510 X1 | 50 | 85 | 82 | 83,5 |
| III 184510 | 14 | 56 | 75 | 77 | 76 | III 184510 X1 | 33 | 68 | 78 | 73 |
| III 184510 | 15 | 51 | 79 | 76 | 77,5 | III 184510 X1 | 30 | 79 | 78 | 78,5 |
| III 184510 | 16 | 51 | 80 | 80 | 80 | III 184510 X1 | 22 | 66 | 65 | 65,5 |
| III 184510 | 17 | 48 | 60 | 62 | 61 | III 184510 X1 | 21 | 68 | 70 | 69 |
| III 184510 | 18 | 39 | 75 | 69 | 72 | III 184510 X1 | 28 | 73 | 72 | 72,5 |
| III 184510 | 19 | 42 | 65 | 66 | 65,5 | III 184510 X1 | 28 | 74 | 70 | 72 |
| III 184510 | 20 | 58 | 76 | 77 | 76,5 | III 184510 X1 | 18 | 73 | 70 | 71,5 |
| III 184510 | 21 | 30 | 65 | 72 | 68,5 | III 184510 X1 | 20 | 56 | 67 | 61,5 |
| III 184510 | 22 | 20 | 68 | 70 | 69 | III 184510 X1 | 12 | 69 | 62 | 65,5 |
| III 184510 | 23 | 11 | 57 | 57 | 57 | III 184510 X1 | 18 | 61 | 64 | 62,5 |
| III 184510 | 24 | 14 | 56 | 64 | 60 | III 184510 X1 | 7 | 57 | 57 | 57 |
| III 184510 | 25 | 18 | 67 | 62 | 64,5 | III 184510 X1 | 11 | 66 | 61 | 63,5 |
| III 184510 | 26 | 8 | 64 | 65 | 64,5 | III 184510 X1 | 10 | 57 | 53 | 55 |
| III 184510 | 27 | 57 | 77 | 78 | 77,5 | III 184510 X1 | 10 | 57 | 53 | 55 |
| III 184510 | 28 | 55 | 76 | 73 | 74,5 | III 184510 X1 | 14 | 59 | 62 | 60,5 |
| III 184510 | 29 | 25 | 71 | 71 | 71 | III 184510 X1 | 8 | 55 | 53 | 54 |
| III 184510 | 30 | 26 | 65 | 69 | 67 | III 184510 X1 | 8 | 48 | 48 | 48 |
| Media | | 39,9 | 73,5 | 73,6 | 73,5 | Media | 30,0 | 69,3 | 68,5 | 68,9 |
| DS | | 15,6 | 8,7 | 8,0 | 8,2 | DP | 16,3 | 10,2 | 10,9 | 10,3 |
| IC | | 4,8 | 2,7 | 2,5 | 2,5 | IC | 5,1 | 3,2 | 3,4 | 3,2 |
| Mediana | | 41,5 | 75,5 | 74,5 | 75 | Mediana | 29 | 71 | 70 | 71,75 |

Pie de tabla 1.11. 184510 – Implante grupo control; 184510 X1 – Implante grupo estudio Prototipo I; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 1.12. Control VS Prototipo I – 4.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 184510 | 1 | 70 | 75 | 74 | 74,5 | III 184510 X1 | 35 | 72 | 75 | 73,5 |
| III 184510 | 2 | 85 | 73 | 76 | 74,5 | III 184510 X1 | 41 | 73 | 74 | 73,5 |
| III 184510 | 3 | 68 | 80 | 80 | 80 | III 184510 X1 | 29 | 66 | 65 | 65,5 |
| III 184510 | 4 | 68 | 80 | 78 | 79 | III 184510 X1 | 28 | 70 | 70 | 70 |
| III 184510 | 5 | 55 | 81 | 82 | 81,5 | III 184510 X1 | 35 | 73 | 73 | 73 |
| III 184510 | 6 | 56 | 81 | 82 | 81,5 | III 184510 X1 | 60 | 71 | 64 | 67,5 |
| III 184510 | 7 | 67 | 79 | 76 | 77,5 | III 184510 X1 | 68 | 68 | 68 | 68 |
| III 184510 | 8 | 68 | 82 | 81 | 81,5 | III 184510 X1 | 52 | 77 | 80 | 78,5 |
| III 184510 | 9 | 66 | 85 | 82 | 83,5 | III 184510 X1 | 27 | 74 | 67 | 70,5 |
| III 184510 | 10 | 25 | 72 | 72 | 72 | III 184510 X1 | 54 | 76 | 73 | 74,5 |
| III 184510 | 11 | 43 | 73 | 69 | 71 | III 184510 X1 | 59 | 76 | 73 | 74,5 |
| III 184510 | 12 | 52 | 76 | 78 | 77 | III 184510 X1 | 85 | 77 | 77 | 77 |
| III 184510 | 13 | 27 | 71 | 74 | 72,5 | III 184510 X1 | 30 | 65 | 63 | 64 |
| III 184510 | 14 | 25 | 76 | 76 | 76 | III 184510 X1 | 18 | 69 | 72 | 70,5 |
| III 184510 | 15 | 31 | 74 | 76 | 75 | III 184510 X1 | 19 | 67 | 71 | 69 |
| III 184510 | 16 | 20 | 71 | 74 | 72,5 | III 184510 X1 | 14 | 61 | 65 | 63 |
| III 184510 | 17 | 32 | 68 | 70 | 69 | III 184510 X1 | 32 | 72 | 73 | 72,5 |
| III 184510 | 18 | 30 | 69 | 70 | 69,5 | III 184510 X1 | 38 | 69 | 73 | 71 |
| III 184510 | 19 | 12 | 61 | 63 | 62 | III 184510 X1 | 58 | 63 | 69 | 66 |
| III 184510 | 20 | 27 | 74 | 73 | 73,5 | III 184510 X1 | 18 | 58 | 62 | 60 |
| III 184510 | 21 | 21 | 72 | 70 | 71 | III 184510 X1 | 36 | 63 | 70 | 66,5 |
| III 184510 | 22 | 35 | 80 | 80 | 80 | III 184510 X1 | 60 | 61 | 65 | 63 |
| III 184510 | 23 | 37 | 84 | 83 | 83,5 | III 184510 X1 | 55 | 75 | 76 | 75,5 |
| III 184510 | 24 | 60 | 80 | 80 | 80 | III 184510 X1 | 24 | 78 | 78 | 78 |
| III 184510 | 25 | 53 | 77 | 77 | 77 | III 184510 X1 | 25 | 70 | 71 | 70,5 |
| III 184510 | 26 | 59 | 82 | 81 | 81,5 | III 184510 X1 | 15 | 72 | 72 | 72 |
| III 184510 | 27 | 48 | 76 | 77 | 76,5 | III 184510 X1 | 32 | 70 | 67 | 68,5 |
| III 184510 | 28 | 16 | 66 | 64 | 65 | III 184510 X1 | 51 | 76 | 74 | 75 |
| III 184510 | 29 | 30 | 72 | 76 | 74 | III 184510 X1 | 44 | 65 | 54 | 59,5 |
| III 184510 | 30 | 30 | 72 | 73 | 72,5 | III 184510 X1 | 32 | 69 | 69 | 69 |
| Media | | 43,9 | 75,4 | 75,6 | 75,5 | Media | 39,1 | 69,9 | 70,1 | 70,0 |
| DS | | 19,4 | 5,5 | 5,1 | 5,2 | DP | 17,3 | 5,3 | 5,4 | 4,9 |
| IC | | 6,0 | 1,7 | 1,6 | 1,6 | IC | 5,4 | 1,6 | 1,7 | 1,5 |
| Mediana | | 40 | 75,5 | 76 | 75,5 | Mediana | 35 | 70 | 71 | 70,5 |

Pie de tabla 1.12. 184510 – Implante grupo control; 184510 X1 – Implante grupo estudio Prototipo I; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Estudio II

Tabla 2.1. Control VS Prototipo II, III, IV, V, VI – 3.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo hueso / Impl Ref | Nº | T.L. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.L. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.L. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.L. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.L. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | | | | | |
|-----------------------|----|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|---------------|------|------|------|-------|
| III 183510 | 1 | 10 | 67 | 67 | 67 | III 183510 X2 | 33 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X3 | 30 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X4 | 31 | 77 | 79 | 78 | III 183510 X5 | 33 | 72 | 72 | 72 | III 183510 X6 | 50 | 78 | 81 | 79,5 |
| III 183510 | 2 | 38 | 73 | 75 | 74 | III 183510 X2 | 30 | 76 | 77 | 76,5 | III 183510 X3 | 38 | 77 | 79 | 78 | III 183510 X4 | 29 | 75 | 76 | 75,5 | III 183510 X5 | 30 | 79 | 76 | 77,5 | III 183510 X6 | 46 | 76 | 78 | 77 |
| III 183510 | 3 | 33 | 74 | 74 | 74 | III 183510 X2 | 30 | 78 | 78 | 78 | III 183510 X3 | 37 | 71 | 72 | 71,5 | III 183510 X4 | 28 | 80 | 78 | 79 | III 183510 X5 | 22 | 80 | 79 | 79,5 | III 183510 X6 | 35 | 79 | 76 | 77,5 |
| III 183510 | 4 | 35 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X2 | 36 | 82 | 80 | 81 | III 183510 X3 | 31 | 80 | 79 | 79,5 | III 183510 X4 | 22 | 80 | 77 | 78,5 | III 183510 X5 | 22 | 75 | 75 | 75 | III 183510 X6 | 22 | 68 | 68 | 68 |
| III 183510 | 5 | 54 | 79 | 76 | 77,5 | III 183510 X2 | 38 | 80 | 79 | 79,5 | III 183510 X3 | 62 | 81 | 79 | 80 | III 183510 X4 | 51 | 76 | 74 | 75 | III 183510 X5 | 22 | 79 | 76 | 77,5 | III 183510 X6 | 27 | 76 | 74 | 75 |
| III 183510 | 6 | 20 | 70 | 66 | 68 | III 183510 X2 | 22 | 64 | 62 | 63 | III 183510 X3 | 22 | 72 | 69 | 70,5 | III 183510 X4 | 20 | 72 | 74 | 73 | III 183510 X5 | 20 | 64 | 64 | 64 | III 183510 X6 | 5 | 50 | 46 | 48 |
| III 183510 | 7 | 42 | 76 | 72 | 74 | III 183510 X2 | 35 | 79 | 76 | 77,5 | III 183510 X3 | 21 | 76 | 78 | 77 | III 183510 X4 | 18 | 75 | 73 | 74 | III 183510 X5 | 15 | 63 | 63 | 63 | III 183510 X6 | 5 | 60 | 55 | 57,5 |
| III 183510 | 8 | 20 | 72 | 73 | 72,5 | III 183510 X2 | 20 | 65 | 69 | 67 | III 183510 X3 | 30 | 63 | 63 | 63 | III 183510 X4 | 14 | 62 | 67 | 64,5 | III 183510 X5 | 10 | 69 | 69 | 69 | III 183510 X6 | 13 | 68 | 61 | 64,5 |
| III 183510 | 9 | 20 | 77 | 74 | 75,5 | III 183510 X2 | 13 | 76 | 74 | 75 | III 183510 X3 | 14 | 74 | 74 | 74 | III 183510 X4 | 10 | 71 | 72 | 71,5 | III 183510 X5 | 10 | 73 | 76 | 74,5 | III 183510 X6 | 15 | 72 | 68 | 70 |
| III 183510 | 10 | 5 | 70 | 71 | 70,5 | III 183510 X2 | 10 | 70 | 67 | 68,5 | III 183510 X3 | 5 | 69 | 69 | 69 | III 183510 X4 | 10 | 67 | 68 | 67,5 | III 183510 X5 | 3 | 58 | 60 | 59 | III 183510 X6 | 15 | 62 | 59 | 60,5 |
| III 183510 | 11 | 48 | 78 | 78 | 78 | III 183510 X2 | 20 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X3 | 27 | 78 | 76 | 77 | III 183510 X4 | 38 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X5 | 35 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X6 | 45 | 78 | 77 | 77,5 |
| III 183510 | 12 | 34 | 77 | 76 | 76,5 | III 183510 X2 | 34 | 78 | 76 | 77 | III 183510 X3 | 22 | 70 | 69 | 69,5 | III 183510 X4 | 24 | 73 | 76 | 74,5 | III 183510 X5 | 25 | 71 | 71 | 71 | III 183510 X6 | 16 | 70 | 71 | 70,5 |
| III 183510 | 13 | 10 | 58 | 64 | 61 | III 183510 X2 | 16 | 75 | 77 | 76 | III 183510 X3 | 47 | 78 | 76 | 77 | III 183510 X4 | 25 | 78 | 78 | 78 | III 183510 X5 | 40 | 77 | 78 | 77,5 | III 183510 X6 | 26 | 77 | 77 | 77 |
| III 183510 | 14 | 45 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X2 | 40 | 78 | 81 | 79,5 | III 183510 X3 | 26 | 75 | 75 | 75 | III 183510 X4 | 27 | 77 | 79 | 78 | III 183510 X5 | 25 | 67 | 68 | 67,5 | III 183510 X6 | 22 | 78 | 77 | 77,5 |
| III 183510 | 15 | 25 | 46 | 51 | 48,5 | III 183510 X2 | 52 | 78 | 77 | 77,5 | III 183510 X3 | 85 | 74 | 79 | 76,5 | III 183510 X4 | 49 | 80 | 78 | 79 | III 183510 X5 | 31 | 79 | 80 | 79,5 | III 183510 X6 | 29 | 78 | 81 | 79,5 |
| III 183510 | 16 | 35 | 66 | 72 | 69 | III 183510 X2 | 48 | 75 | 77 | 76 | III 183510 X3 | 41 | 74 | 75 | 74,5 | III 183510 X4 | 47 | 78 | 81 | 79,5 | III 183510 X5 | 40 | 77 | 79 | 78 | III 183510 X6 | 55 | 77 | 75 | 76 |
| III 183510 | 17 | 30 | 73 | 75 | 74 | III 183510 X2 | 31 | 75 | 76 | 75,5 | III 183510 X3 | 27 | 76 | 75 | 75,5 | III 183510 X4 | 30 | 77 | 78 | 77,5 | III 183510 X5 | 20 | 76 | 78 | 77 | III 183510 X6 | 22 | 76 | 79 | 77,5 |
| III 183510 | 18 | 23 | 74 | 74 | 74 | III 183510 X2 | 19 | 76 | 78 | 77 | III 183510 X3 | 18 | 73 | 74 | 73,5 | III 183510 X4 | 13 | 75 | 76 | 75,5 | III 183510 X5 | 13 | 63 | 66 | 64,5 | III 183510 X6 | 5 | 70 | 67 | 68,5 |
| III 183510 | 19 | 48 | 81 | 77 | 79 | III 183510 X2 | 15 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X3 | 26 | 76 | 79 | 77,5 | III 183510 X4 | 29 | 77 | 80 | 78,5 | III 183510 X5 | 24 | 76 | 79 | 77,5 | III 183510 X6 | 25 | 76 | 79 | 77,5 |
| III 183510 | 20 | 66 | 81 | 79 | 80 | III 183510 X2 | 50 | 80 | 79 | 79,5 | III 183510 X3 | 24 | 75 | 77 | 76 | III 183510 X4 | 13 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X5 | 12 | 71 | 71 | 71 | III 183510 X6 | 13 | 79 | 72 | 75,5 |
| III 183510 | 21 | 40 | 75 | 78 | 76,5 | III 183510 X2 | 52 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X3 | 67 | 82 | 80 | 81 | III 183510 X4 | 33 | 77 | 78 | 77,5 | III 183510 X5 | 27 | 73 | 73 | 73 | III 183510 X6 | 11 | 72 | 74 | 73 |
| III 183510 | 22 | 42 | 76 | 80 | 78 | III 183510 X2 | 62 | 80 | 83 | 81,5 | III 183510 X3 | 33 | 81 | 82 | 81,5 | III 183510 X4 | 46 | 81 | 80 | 80,5 | III 183510 X5 | 40 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X6 | 29 | 76 | 74 | 75 |
| III 183510 | 23 | 43 | 73 | 76 | 74,5 | III 183510 X2 | 27 | 81 | 81 | 81 | III 183510 X3 | 12 | 74 | 78 | 76 | III 183510 X4 | 8 | 70 | 71 | 70,5 | III 183510 X5 | 10 | 61 | 61 | 61 | III 183510 X6 | 10 | 61 | 64 | 62,5 |
| III 183510 | 24 | 35 | 79 | 82 | 80,5 | III 183510 X2 | 20 | 76 | 79 | 77,5 | III 183510 X3 | 5 | 67 | 70 | 68,5 | III 183510 X4 | 5 | 64 | 60 | 62 | III 183510 X5 | 5 | 51 | 55 | 53 | III 183510 X6 | 7 | 56 | 57 | 56,5 |
| III 183510 | 25 | 5 | 47 | 51 | 49 | III 183510 X2 | 5 | 57 | 67 | 62 | III 183510 X3 | 5 | 59 | 61 | 60 | III 183510 X4 | 10 | 64 | 67 | 65,5 | III 183510 X5 | 10 | 67 | 67 | 67 | III 183510 X6 | 9 | 64 | 67 | 65,5 |
| III 183510 | 26 | 3 | 47 | 52 | 49,5 | III 183510 X2 | 7 | 63 | 63 | 63 | III 183510 X3 | 5 | 67 | 67 | 67 | III 183510 X4 | 8 | 66 | 66 | 66 | III 183510 X5 | 8 | 66 | 63 | 64,5 | III 183510 X6 | 12 | 70 | 71 | 70,5 |
| III 183510 | 27 | 11 | 66 | 66 | 66 | III 183510 X2 | 6 | 69 | 70 | 69,5 | III 183510 X3 | 8 | 66 | 70 | 68 | III 183510 X4 | 12 | 75 | 71 | 73 | III 183510 X5 | 21 | 76 | 73 | 74,5 | III 183510 X6 | 24 | 77 | 75 | 76 |
| III 183510 | 28 | 40 | 80 | 76 | 78 | III 183510 X2 | 19 | 77 | 76 | 76,5 | III 183510 X3 | 30 | 70 | 72 | 71 | III 183510 X4 | 34 | 77 | 76 | 76,5 | III 183510 X5 | 40 | 75 | 70 | 72,5 | III 183510 X6 | 30 | 75 | 76 | 75,5 |
| III 183510 | 29 | 11 | 55 | 59 | 57 | III 183510 X2 | 16 | 73 | 76 | 74,5 | III 183510 X3 | 21 | 74 | 77 | 75,5 | III 183510 X4 | 26 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X5 | 24 | 80 | 77 | 78,5 | III 183510 X6 | 26 | 80 | 77 | 78,5 |
| III 183510 | 30 | 8 | 73 | 69 | 71 | III 183510 X2 | 20 | 68 | 69 | 68,5 | III 183510 X3 | 8 | 73 | 76 | 74,5 | III 183510 X4 | 8 | 76 | 73 | 74,5 | III 183510 X5 | 14 | 77 | 75 | 76 | III 183510 X6 | 19 | 79 | 76 | 77,5 |
| III 183510 | 31 | 32 | 75 | 76 | 75,5 | III 183510 X2 | 30 | 77 | 75 | 76 | III 183510 X3 | 16 | 76 | 75 | 75,5 | III 183510 X4 | 40 | 80 | 78 | 79 | III 183510 X5 | 39 | 78 | 76 | 77 | III 183510 X6 | 26 | 74 | 74 | 74 |
| III 183510 | 32 | 25 | 74 | 75 | 74,5 | III 183510 X2 | 43 | 78 | 79 | 78,5 | III 183510 X3 | 39 | 78 | 81 | 79,5 | III 183510 X4 | 50 | 81 | 80 | 80,5 | III 183510 X5 | 35 | 79 | 76 | 77,5 | III 183510 X6 | 15 | 68 | 63 | 65,5 |
| III 183510 | 33 | 11 | 50 | 59 | 54,5 | III 183510 X2 | 13 | 73 | 72 | 72,5 | III 183510 X3 | 16 | 78 | 76 | 77 | III 183510 X4 | 32 | 79 | 78 | 78,5 | III 183510 X5 | 34 | 80 | 78 | 79 | III 183510 X6 | 22 | 79 | 76 | 77,5 |
| III 183510 | 34 | 29 | 79 | 78 | 78,5 | III 183510 X2 | 24 | 77 | 78 | 77,5 | III 183510 X3 | 28 | 78 | 78 | 78 | III 183510 X4 | 31 | 79 | 80 | 79,5 | III 183510 X5 | 55 | 80 | 78 | 79 | III 183510 X6 | 40 | 76 | 74 | 75 |
| III 183510 | 35 | 36 | 78 | 77 | 77,5 | III 183510 X2 | 41 | 76 | 74 | 75 | III 183510 X3 | 34 | 75 | 76 | 75,5 | III 183510 X4 | 28 | 76 | 77 | 76,5 | III 183510 X5 | 15 | 76 | 73 | 74,5 | III 183510 X6 | 16 | 76 | 71 | 73,5 |
| III 183510 | 36 | 24 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X2 | 23 | 78 | 78 | 78 | III 183510 X3 | 22 | 79 | 80 | 79,5 | III 183510 X4 | 28 | 79 | 80 | 79,5 | III 183510 X5 | 24 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X6 | 34 | 79 | 81 | 80 |
| III 183510 | 37 | 23 | 82 | 79 | 80,5 | III 183510 X2 | 25 | 76 | 78 | 77 | III 183510 X3 | 12 | 74 | 75 | 74,5 | III 183510 X4 | 14 | 73 | 76 | 74,5 | III 183510 X5 | 25 | 75 | 76 | 75,5 | III 183510 X6 | 27 | 69 | 65 | 67 |
| III 183510 | 38 | 16 | 62 | 73 | 67,5 | III 183510 X2 | 32 | 77 | 80 | 78,5 | III 183510 X3 | 34 | 78 | 81 | 79,5 | III 183510 X4 | 62 | 81 | 82 | 81,5 | III 183510 X5 | 28 | 76 | 74 | 75 | III 183510 X6 | 30 | 74 | 75 | 74,5 |
| III 183510 | 39 | 28 | 77 | 80 | 78,5 | III 183510 X2 | 35 | 76 | 80 | 78 | III 183510 X3 | 28 | 79 | 76 | 77,5 | III 183510 X4 | 24 | 77 | 76 | 76,5 | III 183510 X5 | 20 | 62 | 62 | 62 | III 183510 X6 | 12 | 76 | 72 | 74 |
| III 183510 | 40 | 46 | 82 | 82 | 82 | III 183510 X2 | 23 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X3 | 10 | 74 | 74 | 74 | III 183510 X4 | 3 | 56 | 55 | 55,5 | III 183510 X5 | 3 | 59 | 58 | 58,5 | III 183510 X6 | 3 | 52 | 50 | 51 |
| Media | | 28,7 | 71,4 | 72,4 | 71,9 | Media | 27,9 | 75,1 | 75,7 | 75,4 | Media | 26,7 | 74,3 | 75,0 | 74,6 | Media | 25,8 | 74,8 | 74,9 | 74,8 | Media | 23,2 | 72,3 | 72,0 | 72,1 | Media | 22,3 | 72,0 | 70,8 | 71,4 |
| DS | | 14,9 | 10,0 | 8,1 | 8,9 | DS | 13,5 | 5,2 | 4,8 | 4,9 | DS | 16,9 | 4,9 | 4,7 | 4,7 | DS | 14,2 | 5,7 | 5,6 | 5,5 | DS | 11,8 | 7,3 | 6,7 | 6,9 | DS | 12,7 | 7,6 | 8,3 | 7,8 |
| IC | | 4,6 | 3,1 | 2,5 | 2,8 | IC | 4,2 | 1,6 | 1,5 | 1,5 | IC | 5,2 | 1,5 | 1,5 | 1,5 | IC | 4,4 | 1,8 | 1,7 | 1,7 | IC | 3,7 | 2,3 | 2,1 | 2,1 | IC | 3,9 | 2,4 | 2,6 | 2,4 |
| Mediana | | 29,5 | 74,5 | 75 | 74,5 | Mediana | 26 | 76,5 | 77 | 77 | Mediana | 26 | 75 | 76 | 75,5 | Mediana | 26,5 | 76,5 | 76 | 76,5 | Mediana | 23 | 75,5 | 74,5 | 74,5 | Mediana | 22 | 76 | 74 | 74,75 |

Tabla 2.2. Control VS Prototipo II, III, IV, V, VI – 3.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo hueso / Impl Ref | Nº | T.L. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.L. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.L. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.L. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.L. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | | | | | |
|-----------------------|----|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|---------------|------|------|------|------|
| III 183510 | 1 | 25 | 75 | 75 | 75 | III 183510 X2 | 22 | 76 | 77 | 76,5 | III 183510 X3 | 42 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X4 | 41 | 78 | 78 | 78 | III 183510 X5 | 17 | 78 | 78 | 78 | III 183510 X6 | 26 | 78 | 78 | 78 |
| III 183510 | 2 | 24 | 80 | 79 | 79,5 | III 183510 X2 | 35 | 78 | 78 | 78 | III 183510 X3 | 17 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X4 | 15 | 66 | 68 | 67 | III 183510 X5 | 15 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X6 | 22 | 78 | 80 | 79 |
| III 183510 | 3 | 14 | 79 | 82 | 80,5 | III 183510 X2 | 16 | 77 | 80 | 78,5 | III 183510 X3 | 20 | 78 | 81 | 79,5 | III 183510 X4 | 37 | 78 | 81 | 79,5 | III 183510 X5 | 29 | 79 | 82 | 80,5 | III 183510 X6 | 41 | 76 | 73 | 74,5 |
| III 183510 | 4 | 3 | 62 | 65 | 63,5 | III 183510 X2 | 35 | 78 | 80 | 79 | III 183510 X3 | 32 | 80 | 79 | 79,5 | III 183510 X4 | 25 | 79 | 81 | 80 | III 183510 X5 | 27 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X6 | 68 | 83 | 83 | 83 |
| III 183510 | 5 | 60 | 85 | 84 | 84,5 | III 183510 X2 | 62 | 82 | 83 | 82,5 | III 183510 X3 | 39 | 81 | 81 | 81 | III 183510 X4 | 30 | 79 | 77 | 78 | III 183510 X5 | 65 | 84 | 85 | 84,5 | III 183510 X6 | 45 | 84 | 84 | 84 |
| III 183510 | 6 | 35 | 81 | 80 | 80,5 | III 183510 X2 | 29 | 78 | 77 | 77,5 | III 183510 X3 | 20 | 78 | 76 | 77 | III 183510 X4 | 32 | 81 | 81 | 81 | III 183510 X5 | 16 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X6 | 39 | 79 | 78 | 78,5 |
| III 183510 | 7 | 15 | 67 | 67 | 67 | III 183510 X2 | 20 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X3 | 45 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X4 | 52 | 81 | 81 | 81 | III 183510 X5 | 38 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X6 | 46 | 80 | 67 | 73,5 |
| III 183510 | 8 | 13 | 78 | 75 | 76,5 | III 183510 X2 | 20 | 78 | 81 | 79,5 | III 183510 X3 | 22 | 81 | 81 | 81 | III 183510 X4 | 25 | 80 | 82 | 81 | III 183510 X5 | 32 | 81 | 83 | 82 | III 183510 X6 | 38 | 80 | 81 | 80,5 |
| III 183510 | 9 | 25 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X2 | 32 | 82 | 81 | 81,5 | III 183510 X3 | 25 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X4 | 24 | 80 | 67 | 73,5 | III 183510 X5 | 25 | 81 | 82 | 81,5 | III 183510 X6 | 45 | 82 | 82 | 82 |
| III 183510 | 10 | 24 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X2 | 13 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X3 | 20 | 81 | 81 | 81 | III 183510 X4 | 35 | 82 | 83 | 82,5 | III 183510 X5 | 38 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X6 | 35 | 82 | 82 | 82 |
| III 183510 | 11 | 32 | 80 | 76 | 78 | III 183510 X2 | 46 | 78 | 80 | 79 | III 183510 X3 | 32 | 79 | 80 | 79,5 | III 183510 X4 | 25 | 78 | 80 | 79 | III 183510 X5 | 23 | 76 | 79 | 77,5 | III 183510 X6 | 38 | 72 | 66 | 69 |
| III 183510 | 12 | 35 | 79 | 84 | 81,5 | III 183510 X2 | 26 | 79 | 82 | 80,5 | III 183510 X3 | 21 | 80 | 82 | 81 | III 183510 X4 | 20 | 78 | 80 | 79 | III 183510 X5 | 19 | 76 | 80 | 78 | III 183510 X6 | 22 | 72 | 76 | 74 |
| III 183510 | 13 | 37 | 81 | 83 | 82 | III 183510 X2 | 32 | 81 | 82 | 81,5 | III 183510 X3 | 25 | 81 | 82 | 81,5 | III 183510 X4 | 25 | 79 | 81 | 80 | III 183510 X5 | 22 | 76 | 81 | 78,5 | III 183510 X6 | 19 | 72 | 77 | 74,5 |
| III 183510 | 14 | 25 | 83 | 85 | 84 | III 183510 X2 | 31 | 80 | 82 | 81 | III 183510 X3 | 26 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X4 | 15 | 75 | 78 | 76,5 | III 183510 X5 | 15 | 67 | 71 | 69 | III 183510 X6 | 62 | 84 | 81 | 82,5 |
| III 183510 | 15 | 31 | 85 | 82 | 83,5 | III 183510 X2 | 20 | 82 | 78 | 80 | III 183510 X3 | 43 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X4 | 51 | 82 | 82 | 82 | III 183510 X5 | 35 | 81 | 79 | 80 | III 183510 X6 | 5 | 62 | 68 | 65 |
| III 183510 | 16 | 49 | 81 | 81 | 81 | III 183510 X2 | 34 | 79 | 80 | 79,5 | III 183510 X3 | 22 | 77 | 79 | 78 | III 183510 X4 | 36 | 77 | 80 | 78,5 | III 183510 X5 | 16 | 73 | 76 | 74,5 | III 183510 X6 | 8 | 57 | 57 | 57 |
| III 183510 | 17 | 50 | 82 | 84 | 83 | III 183510 X2 | 37 | 81 | 83 | 82 | III 183510 X3 | 34 | 80 | 82 | 81 | III 183510 X4 | 24 | 79 | 81 | 80 | III 183510 X5 | 15 | 75 | 77 | 76 | III 183510 X6 | 7 | 60 | 66 | 63 |
| III 183510 | 18 | 35 | 83 | 85 | 84 | III 183510 X2 | 3 | 79 | 82 | 80,5 | III 183510 X3 | 17 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X4 | 20 | 78 | 81 | 79,5 | III 183510 X5 | 12 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X6 | 12 | 73 | 69 | 71 |
| III 183510 | 19 | 36 | 83 | 81 | 82 | III 183510 X2 | 47 | 82 | 79 | 80,5 | III 183510 X3 | 17 | 78 | 79 | 78,5 | III 183510 X4 | 15 | 75 | 76 | 75,5 | III 183510 X5 | 13 | 73 | 70 | 71,5 | III 183510 X6 | 10 | 70 | 69 | 69,5 |
| III 183510 | 20 | 10 | 71 | 64 | 67,5 | III 183510 X2 | 14 | 72 | 75 | 73,5 | III 183510 X3 | 20 | 75 | 74 | 74,5 | III 183510 X4 | 18 | 76 | 78 | 77 | III 183510 X5 | 31 | 78 | 79 | 78,5 | III 183510 X6 | 38 | 78 | 78 | 78 |
| III 183510 | 21 | 11 | 72 | 78 | 75 | III 183510 X2 | 20 | 75 | 78 | 76,5 | III 183510 X3 | 25 | 77 | 80 | 78,5 | III 183510 X4 | 27 | 79 | 81 | 80 | III 183510 X5 | 30 | 78 | 81 | 79,5 | III 183510 X6 | 30 | 79 | 81 | 80 |
| III 183510 | 22 | 10 | 73 | 76 | 74,5 | III 183510 X2 | 23 | 76 | 78 | 77 | III 183510 X3 | 20 | 77 | 79 | 78 | III 183510 X4 | 20 | 77 | 80 | 78,5 | III 183510 X5 | 17 | 76 | 79 | 77,5 | III 183510 X6 | 27 | 78 | 81 | 79,5 |
| III 183510 | 23 | 25 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X2 | 16 | 75 | 78 | 76,5 | III 183510 X3 | 13 | 74 | 76 | 75 | III 183510 X4 | 40 | 79 | 80 | 79,5 | III 183510 X5 | 32 | 79 | 81 | 80 | III 183510 X6 | 23 | 80 | 77 | 78,5 |
| III 183510 | 24 | 23 | 75 | 76 | 75,5 | III 183510 X2 | 18 | 72 | 76 | 74 | III 183510 X3 | 12 | 71 | 74 | 72,5 | III 183510 X4 | 12 | 78 | 82 | 80 | III 183510 X5 | 60 | 79 | 80 | 79,5 | III 183510 X6 | 60 | 79 | 81 | 80 |
| III 183510 | 25 | 26 | 82 | 82 | 82 | III 183510 X2 | 70 | 81 | 79 | 80 | III 183510 X3 | 75 | 81 | 83 | 82 | III 183510 X4 | 45 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X5 | 91 | 84 | 83 | 83,5 | III 183510 X6 | 91 | 84 | 84 | 84 |
| III 183510 | 26 | 77 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X2 | 51 | 79 | 78 | 78,5 | III 183510 X3 | 42 | 81 | 79 | 80 | III 183510 X4 | 62 | 82 | 81 | 81,5 | III 183510 X5 | 64 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X6 | 78 | 82 | 84 | 83 |
| III 183510 | 27 | 6 | 60 | 63 | 61,5 | III 183510 X2 | 8 | 50 | 50 | 50 | III 183510 X3 | 11 | 66 | 70 | 68 | III 183510 X4 | 24 | 75 | 77 | 76 | III 183510 X5 | 22 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X6 | 26 | 76 | 77 | 76,5 |
| III 183510 | 28 | 10 | 65 | 62 | 63,5 | III 183510 X2 | 10 | 68 | 69 | 68,5 | III 183510 X3 | 15 | 65 | 72 | 68,5 | III 183510 X4 | 16 | 76 | 78 | 77 | III 183510 X5 | 20 | 78 | 81 | 79,5 | III 183510 X6 | 30 | 78 | 76 | 77 |
| III 183510 | 29 | 16 | 79 | 76 | 77,5 | III 183510 X2 | 11 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X3 | 14 | 73 | 76 | 74,5 | III 183510 X4 | 18 | 78 | 80 | 79 | III 183510 X5 | 24 | 79 | 81 | 80 | III 183510 X6 | 31 | 79 | 78 | 78,5 |
| III 183510 | 30 | 12 | 73 | 71 | 72 | III 183510 X2 | 14 | 74 | 71 | 72,5 | III 183510 X3 | 19 | 79 | 76 | 77,5 | III 183510 X4 | 31 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X5 | 48 | 82 | 81 | 81,5 | III 183510 X6 | 43 | 80 | 80 | 80 |
| III 183510 | 31 | 15 | 72 | 71 | 71,5 | III 183510 X2 | 25 | 71 | 70 | 70,5 | III 183510 X3 | 22 | 72 | 74 | 73 | III 183510 X4 | 40 | 74 | 76 | 75 | III 183510 X5 | 40 | 82 | 81 | 81,5 | III 183510 X6 | 86 | 78 | 81 | 79,5 |
| III 183510 | 32 | 11 | 72 | 71 | 71,5 | III 183510 X2 | 56 | 66 | 68 | 67 | III 183510 X3 | 10 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X4 | 35 | 81 | 83 | 82 | III 183510 X5 | 46 | 81 | 82 | 81,5 | III 183510 X6 | 93 | 81 | 84 | 82,5 |
| III 183510 | 33 | 5 | 68 | 67 | 67,5 | III 183510 X2 | 10 | 68 | 67 | 67,5 | III 183510 X3 | 15 | 69 | 65 | 67 | III 183510 X4 | 34 | 68 | 81 | 74,5 | III 183510 X5 | 65 | 77 | 82 | 79,5 | III 183510 X6 | 27 | 77 | 82 | 79,5 |
| III 183510 | 34 | 58 | 82 | 84 | 83 | III 183510 X2 | 43 | 78 | 79 | 78,5 | III 183510 X3 | 22 | 77 | 79 | 78 | III 183510 X4 | 46 | 80 | 78 | 79 | III 183510 X5 | 23 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X6 | 22 | 61 | 61 | 61 |
| III 183510 | 35 | 28 | 82 | 85 | 83,5 | III 183510 X2 | 28 | 79 | 82 | 80,5 | III 183510 X3 | 34 | 78 | 81 | 79,5 | III 183510 X4 | 30 | 79 | 81 | 80 | III 183510 X5 | 34 | 76 | 80 | 78 | III 183510 X6 | 24 | 61 | 66 | 63,5 |
| III 183510 | 36 | 36 | 82 | 84 | 83 | III 183510 X2 | 34 | 67 | 70 | 68,5 | III 183510 X3 | 24 | 77 | 81 | 79 | III 183510 X4 | 23 | 78 | 80 | 79 | III 183510 X5 | 17 | 75 | 77 | 76 | III 183510 X6 | 20 | 73 | 77 | 75 |
| III 183510 | 37 | 32 | 79 | 80 | 79,5 | III 183510 X2 | 66 | 83 | 82 | 82,5 | III 183510 X3 | 74 | 83 | 82 | 82,5 | III 183510 X4 | 48 | 80 | 82 | 81 | III 183510 X5 | 35 | 80 | 79 | 79,5 | III 183510 X6 | 26 | 76 | 76 | 76 |
| III 183510 | 38 | 30 | 83 | 79 | 81 | III 183510 X2 | 56 | 84 | 84 | 84 | III 183510 X3 | 37 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X4 | 37 | 82 | 82 | 82 | III 183510 X5 | 26 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X6 | 20 | 76 | 61 | 68,5 |
| III 183510 | 39 | 42 | 77 | 86 | 81,5 | III 183510 X2 | 36 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X3 | 38 | 79 | 76 | 77,5 | III 183510 X4 | 26 | 77 | 75 | 76 | III 183510 X5 | 14 | 61 | 71 | 66 | III 183510 X6 | 13 | 71 | 67 | 69 |
| III 183510 | 40 | 57 | 80 | 84 | 82 | III 183510 X2 | 21 | 69 | 61 | 65 | III 183510 X3 | 15 | 62 | 76 | 69 | III 183510 X4 | 10 | 71 | 75 | 73 | III 183510 X5 | 5 | 56 | 57 | 56,5 | III 183510 X6 | 9 | 59 | 58 | 58,5 |
| Media | | 27,7 | 77,2 | 77,6 | 77,4 | Media | 29,8 | 76,2 | 76,8 | 76,5 | Media | 26,9 | 77,2 | 78,5 | 77,8 | Media | 29,7 | 78,0 | 79,3 | 78,6 | Media | 30,4 | 77,3 | 78,8 | 78,0 | Media | 35,1 | 75,3 | 75,2 | 75,2 |
| DS | | 16,7 | 6,1 | 6,7 | 6,3 | DS | 16,5 | 6,2 | 6,6 | 6,3 | DS | 14,5 | 4,8 | 3,8 | 4,1 | DS | 12,0 | 3,5 | 3,4 | 3,1 | DS | 17,8 | 5,4 | 4,8 | 5,0 | DS | 22,6 | 7,3 | 7,7 | 7,2 |
| IC | | 5,2 | 1,9 | 2,1 | 1,9 | IC | 5,1 | 1,9 | 2,1 | 2,0 | IC | 4,5 | 1,5 | 1,2 | 1,3 | IC | 3,7 | 1,1 | 1,1 | 0,9 | IC | 5,5 | 1,7 | 1,5 | 1,5 | IC | 7,0 | 2,3 | 2,4 | 2,2 |
| Mediana | | 25 | 79 | 79,5 | 79,75 | Mediana | 27 | 78 | 78 | 78,5 | Mediana | 22 | 78,5 | 79 | 79 | Mediana | 26,5 | 78,5 | 80 | 79,25 | Mediana | 25,5 | 78,5 | 80 | 79,25 | Mediana | 28,5 | 78 | 77,5 | 78 |

Pie de tabla 2.2. 183510 –

Tabla 2.3. Control VS Prototipo II, III, IV, V, VI – 3.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo hueso / Impl Ref | Nº | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | | | | | |
|-----------------------|----|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|---------------|------|------|------|------|
| III 183510 | 1 | 49 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X2 | 39 | 78 | 79 | 78,5 | III 183510 X3 | 39 | 78 | 81 | 79,5 | III 183510 X4 | 49 | 81 | 80 | 80,5 | III 183510 X5 | 52 | 80 | 79 | 79,5 | III 183510 X6 | 47 | 80 | 80 | 80 |
| III 183510 | 2 | 56 | 79 | 81 | 80 | III 183510 X2 | 45 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X3 | 36 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X4 | 35 | 79 | 81 | 80 | III 183510 X5 | 28 | 78 | 80 | 79 | III 183510 X6 | 30 | 78 | 80 | 79 |
| III 183510 | 3 | 35 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X2 | 34 | 82 | 79 | 80,5 | III 183510 X3 | 21 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X4 | 20 | 75 | 75 | 75 | III 183510 X5 | 15 | 71 | 72 | 71,5 | III 183510 X6 | 24 | 71 | 70 | 70,5 |
| III 183510 | 4 | 42 | 76 | 74 | 75 | III 183510 X2 | 64 | 82 | 82 | 82 | III 183510 X3 | 76 | 84 | 84 | 84 | III 183510 X4 | 59 | 81 | 82 | 81,5 | III 183510 X5 | 40 | 76 | 77 | 76,5 | III 183510 X6 | 39 | 76 | 76 | 76 |
| III 183510 | 5 | 34 | 77 | 80 | 78,5 | III 183510 X2 | 55 | 83 | 82 | 82,5 | III 183510 X3 | 51 | 81 | 82 | 81,5 | III 183510 X4 | 45 | 81 | 81 | 81 | III 183510 X5 | 20 | 74 | 76 | 75 | III 183510 X6 | 25 | 75 | 75 | 75 |
| III 183510 | 6 | 54 | 80 | 83 | 81,5 | III 183510 X2 | 47 | 82 | 79 | 80,5 | III 183510 X3 | 36 | 78 | 79 | 78,5 | III 183510 X4 | 20 | 73 | 76 | 74,5 | III 183510 X5 | 15 | 70 | 74 | 72 | III 183510 X6 | 10 | 67 | 71 | 69 |
| III 183510 | 7 | 60 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X2 | 30 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X3 | 24 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X4 | 15 | 72 | 73 | 72,5 | III 183510 X5 | 10 | 68 | 67 | 67,5 | III 183510 X6 | 10 | 60 | 62 | 61 |
| III 183510 | 8 | 20 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X2 | 20 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X3 | 20 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X4 | 17 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X5 | 12 | 74 | 73 | 73,5 | III 183510 X6 | 15 | 71 | 71 | 71 |
| III 183510 | 9 | 21 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X2 | 10 | 73 | 71 | 72 | III 183510 X3 | 14 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X4 | 10 | 74 | 75 | 74,5 | III 183510 X5 | 10 | 71 | 67 | 69 | III 183510 X6 | 12 | 69 | 72 | 70,5 |
| III 183510 | 10 | 10 | 75 | 76 | 75,5 | III 183510 X2 | 10 | 70 | 70 | 70 | III 183510 X3 | 10 | 59 | 58 | 58,5 | III 183510 X4 | 10 | 51 | 53 | 52 | III 183510 X5 | 16 | 67 | 67 | 67 | III 183510 X6 | 21 | 78 | 77 | 77,5 |
| III 183510 | 11 | 40 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X2 | 31 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X3 | 30 | 73 | 74 | 73,5 | III 183510 X4 | 30 | 76 | 77 | 76,5 | III 183510 X5 | 30 | 76 | 77 | 76,5 | III 183510 X6 | 35 | 75 | 76 | 75,5 |
| III 183510 | 12 | 41 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X2 | 34 | 76 | 79 | 77,5 | III 183510 X3 | 28 | 75 | 77 | 76 | III 183510 X4 | 27 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X5 | 31 | 76 | 78 | 77 | III 183510 X6 | 23 | 73 | 76 | 74,5 |
| III 183510 | 13 | 36 | 73 | 76 | 74,5 | III 183510 X2 | 21 | 69 | 72 | 70,5 | III 183510 X3 | 15 | 67 | 68 | 67,5 | III 183510 X4 | 15 | 76 | 72 | 74 | III 183510 X5 | 21 | 73 | 75 | 74 | III 183510 X6 | 29 | 69 | 70 | 69,5 |
| III 183510 | 14 | 20 | 73 | 73 | 73 | III 183510 X2 | 31 | 78 | 76 | 77 | III 183510 X3 | 37 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X4 | 64 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X5 | 39 | 76 | 79 | 77,5 | III 183510 X6 | 41 | 72 | 73 | 72,5 |
| III 183510 | 15 | 27 | 77 | 75 | 76 | III 183510 X2 | 38 | 78 | 81 | 79,5 | III 183510 X3 | 41 | 76 | 77 | 76,5 | III 183510 X4 | 35 | 74 | 76 | 75 | III 183510 X5 | 19 | 65 | 64 | 64,5 | III 183510 X6 | 25 | 73 | 72 | 72,5 |
| III 183510 | 16 | 47 | 76 | 81 | 78,5 | III 183510 X2 | 34 | 76 | 79 | 77,5 | III 183510 X3 | 30 | 70 | 73 | 71,5 | III 183510 X4 | 10 | 54 | 57 | 55,5 | III 183510 X5 | 10 | 61 | 55 | 58 | III 183510 X6 | 10 | 61 | 62 | 61,5 |
| III 183510 | 17 | 16 | 63 | 63 | 63 | III 183510 X2 | 25 | 73 | 73 | 73 | III 183510 X3 | 10 | 65 | 65 | 65 | III 183510 X4 | 11 | 65 | 70 | 67,5 | III 183510 X5 | 11 | 68 | 67 | 67,5 | III 183510 X6 | 15 | 69 | 66 | 67,5 |
| III 183510 | 18 | 15 | 67 | 70 | 68,5 | III 183510 X2 | 14 | 63 | 70 | 66,5 | III 183510 X3 | 14 | 70 | 70 | 70 | III 183510 X4 | 10 | 61 | 57 | 59 | III 183510 X5 | 10 | 59 | 59 | 59 | III 183510 X6 | 13 | 72 | 71 | 71,5 |
| III 183510 | 19 | 30 | 74 | 74 | 74 | III 183510 X2 | 34 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X3 | 55 | 77 | 76 | 76,5 | III 183510 X4 | 37 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X5 | 36 | 77 | 76 | 76,5 | III 183510 X6 | 36 | 77 | 77 | 77 |
| III 183510 | 20 | 30 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X2 | 32 | 79 | 77 | 78 | III 183510 X3 | 31 | 77 | 79 | 78 | III 183510 X4 | 29 | 79 | 77 | 78 | III 183510 X5 | 25 | 78 | 80 | 79 | III 183510 X6 | 31 | 80 | 78 | 79 |
| III 183510 | 21 | 34 | 82 | 80 | 81 | III 183510 X2 | 25 | 78 | 76 | 77 | III 183510 X3 | 26 | 79 | 87 | 83 | III 183510 X4 | 30 | 77 | 80 | 78,5 | III 183510 X5 | 23 | 80 | 77 | 78,5 | III 183510 X6 | 26 | 78 | 79 | 78,5 |
| III 183510 | 22 | 52 | 78 | 78 | 78 | III 183510 X2 | 50 | 79 | 77 | 78 | III 183510 X3 | 30 | 77 | 78 | 77,5 | III 183510 X4 | 20 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X5 | 19 | 75 | 78 | 76,5 | III 183510 X6 | 22 | 73 | 73 | 73 |
| III 183510 | 23 | 25 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X2 | 24 | 77 | 74 | 75,5 | III 183510 X3 | 26 | 76 | 79 | 77,5 | III 183510 X4 | 20 | 76 | 72 | 74 | III 183510 X5 | 16 | 73 | 76 | 74,5 | III 183510 X6 | 33 | 73 | 76 | 74,5 |
| III 183510 | 24 | 12 | 70 | 71 | 70,5 | III 183510 X2 | 13 | 71 | 74 | 72,5 | III 183510 X3 | 10 | 69 | 70 | 69,5 | III 183510 X4 | 10 | 70 | 73 | 71,5 | III 183510 X5 | 15 | 72 | 75 | 73,5 | III 183510 X6 | 25 | 76 | 73 | 74,5 |
| III 183510 | 25 | 47 | 77 | 78 | 77,5 | III 183510 X2 | 45 | 80 | 79 | 79,5 | III 183510 X3 | 42 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X4 | 62 | 82 | 82 | 82 | III 183510 X5 | 50 | 82 | 82 | 82 | III 183510 X6 | 40 | 79 | 80 | 79,5 |
| III 183510 | 26 | 47 | 81 | 79 | 80 | III 183510 X2 | 64 | 81 | 80 | 80,5 | III 183510 X3 | 35 | 82 | 82 | 82 | III 183510 X4 | 30 | 82 | 81 | 81,5 | III 183510 X5 | 30 | 80 | 78 | 79 | III 183510 X6 | 32 | 80 | 81 | 80,5 |
| III 183510 | 27 | 32 | 77 | 76 | 76,5 | III 183510 X2 | 31 | 80 | 78 | 79 | III 183510 X3 | 25 | 80 | 78 | 79 | III 183510 X4 | 19 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X5 | 25 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X6 | 39 | 77 | 76 | 76,5 |
| III 183510 | 28 | 60 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X2 | 48 | 76 | 75 | 75,5 | III 183510 X3 | 47 | 80 | 82 | 81 | III 183510 X4 | 87 | 81 | 82 | 81,5 | III 183510 X5 | 95 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X6 | 82 | 81 | 82 | 81,5 |
| III 183510 | 29 | 50 | 78 | 78 | 78 | III 183510 X2 | 60 | 82 | 80 | 81 | III 183510 X3 | 60 | 83 | 82 | 82,5 | III 183510 X4 | 82 | 85 | 86 | 85,5 | III 183510 X5 | 75 | 86 | 87 | 86,5 | III 183510 X6 | 40 | 77 | 80 | 78,5 |
| III 183510 | 30 | 10 | 67 | 72 | 69,5 | III 183510 X2 | 20 | 72 | 72 | 72 | III 183510 X3 | 20 | 76 | 71 | 73,5 | III 183510 X4 | 30 | 76 | 79 | 77,5 | III 183510 X5 | 32 | 78 | 79 | 78,5 | III 183510 X6 | 36 | 79 | 81 | 80 |
| III 183510 | 31 | 13 | 74 | 76 | 75 | III 183510 X2 | 26 | 78 | 76 | 77 | III 183510 X3 | 31 | 79 | 80 | 79,5 | III 183510 X4 | 39 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X5 | 35 | 79 | 80 | 79,5 | III 183510 X6 | 40 | 82 | 81 | 81,5 |
| III 183510 | 32 | 28 | 75 | 75 | 75 | III 183510 X2 | 27 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X3 | 22 | 78 | 78 | 78 | III 183510 X4 | 29 | 78 | 81 | 79,5 | III 183510 X5 | 52 | 83 | 81 | 82 | III 183510 X6 | 56 | 81 | 80 | 80,5 |
| III 183510 | 33 | 49 | 78 | 76 | 77 | III 183510 X2 | 55 | 78 | 77 | 77,5 | III 183510 X3 | 42 | 80 | 79 | 79,5 | III 183510 X4 | 65 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X5 | 94 | 83 | 84 | 83,5 | III 183510 X6 | 94 | 83 | 83 | 83 |
| III 183510 | 34 | 10 | 54 | 56 | 55 | III 183510 X2 | 32 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X3 | 50 | 82 | 81 | 81,5 | III 183510 X4 | 69 | 84 | 84 | 84 | III 183510 X5 | 72 | 84 | 85 | 84,5 | III 183510 X6 | 61 | 84 | 84 | 84 |
| III 183510 | 35 | 11 | 62 | 62 | 62 | III 183510 X2 | 10 | 69 | 72 | 70,5 | III 183510 X3 | 28 | 80 | 78 | 79 | III 183510 X4 | 36 | 82 | 80 | 81 | III 183510 X5 | 46 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X6 | 44 | 81 | 80 | 80,5 |
| III 183510 | 36 | 54 | 75 | 74 | 74,5 | III 183510 X2 | 35 | 76 | 77 | 76,5 | III 183510 X3 | 44 | 79 | 80 | 79,5 | III 183510 X4 | 44 | 81 | 79 | 80 | III 183510 X5 | 40 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X6 | 43 | 79 | 79 | 79 |
| III 183510 | 37 | 48 | 81 | 78 | 79,5 | III 183510 X2 | 26 | 79 | 82 | 80,5 | III 183510 X3 | 26 | 82 | 79 | 80,5 | III 183510 X4 | 35 | 82 | 79 | 80,5 | III 183510 X5 | 40 | 82 | 79 | 80,5 | III 183510 X6 | 39 | 80 | 78 | 79 |
| III 183510 | 38 | 30 | 80 | 78 | 79 | III 183510 X2 | 31 | 81 | 80 | 80,5 | III 183510 X3 | 27 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X4 | 33 | 83 | 81 | 82 | III 183510 X5 | 31 | 81 | 78 | 79,5 | III 183510 X6 | 36 | 78 | 78 | 78 |
| III 183510 | 39 | 53 | 79 | 77 | 78 | III 183510 X2 | 31 | 78 | 79 | 78,5 | III 183510 X3 | 45 | 81 | 80 | 80,5 | III 183510 X4 | 70 | 82 | 84 | 83 | III 183510 X5 | 41 | 78 | 81 | 79,5 | III 183510 X6 | 36 | 80 | 78 | 79 |
| III 183510 | 40 | 38 | 68 | 74 | 71 | III 183510 X2 | 52 | 77 | 80 | 78,5 | III 183510 X3 | 51 | 80 | 83 | 81,5 | III 183510 X4 | 66 | 85 | 82 | 83,5 | III 183510 X5 | 47 | 81 | 83 | 82 | III 183510 X6 | 24 | 77 | 77 | 77 |
| Media | | 34,7 | 75,0 | 75,5 | 75,2 | Media | 33,8 | 76,9 | 77,0 | 76,9 | Media | 32,6 | 76,9 | 77,4 | 77,1 | Media | 35,6 | 76,6 | 76,9 | 76,7 | Media | 33,2 | 76,0 | 76,3 | 76,1 | Media | 33,5 | 75,6 | 75,9 | 75,7 |
| DS | | 15,4 | 5,7 | 5,2 | 5,3 | DS | 14,3 | 4,2 | 3,3 | 3,6 | DS | 14,5 | 5,1 | 5,4 | 5,1 | DS | 21,2 | 7,4 | 7,0 | 7,1 | DS | 21,2 | 6,2 | 6,8 | 6,4 | DS | 17,4 | 5,4 | 5,1 | 5,2 |
| IC | | 4,8 | 1,8 | 1,6 | 1,6 | IC | 4,4 | 1,3 | 1,0 | 1,1 | IC | 4,5 | 1,6 | 1,7 | 1,6 | IC | 6,6 | 2,3 | 2,2 | 2,2 | IC | 6,6 | 1,9 | 2,1 | 2,0 | IC | 5,4 | 1,7 | 1,6 | 1,6 |
| Mediana | | 34,5 | 76,5 | 76 | 76,25 | Mediana | 31,5 | 78 | 77 | 77,5 | Mediana | 30 | 78 | 79 | 78,75 | Mediana | 30 | 78,5 | 79 | 78,75 | Mediana | 30 | 77,5 | 78 | 78 | Mediana | 32,5 | 77 | 77 | 77 |

Tabla 2.4. Control VS Prototipo II, III, IV, V, VI – 3.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA sin fresa de perfil

| Tipo hueso / Impl Ref | Nº | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | | | | | |
|-----------------------|----|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|---------------|------|------|------|-------|
| III 183510 | 1 | 30 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X2 | 40 | 78 | 77 | 77,5 | III 183510 X3 | 41 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X4 | 50 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X5 | 46 | 80 | 79 | 79,5 | III 183510 X6 | 55 | 80 | 80 | 80 |
| III 183510 | 2 | 55 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X2 | 52 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X3 | 47 | 78 | 80 | 79 | III 183510 X4 | 54 | 81 | 79 | 80 | III 183510 X5 | 49 | 78 | 78 | 78 | III 183510 X6 | 49 | 77 | 77 | 77 |
| III 183510 | 3 | 21 | 77 | 80 | 78,5 | III 183510 X2 | 20 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X3 | 29 | 80 | 78 | 79 | III 183510 X4 | 33 | 81 | 78 | 79,5 | III 183510 X5 | 34 | 81 | 81 | 81 | III 183510 X6 | 45 | 80 | 79 | 79,5 |
| III 183510 | 4 | 52 | 84 | 82 | 83 | III 183510 X2 | 42 | 82 | 80 | 81 | III 183510 X3 | 36 | 81 | 81 | 81 | III 183510 X4 | 42 | 80 | 79 | 79,5 | III 183510 X5 | 27 | 76 | 78 | 77 | III 183510 X6 | 21 | 74 | 76 | 75 |
| III 183510 | 5 | 25 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X2 | 26 | 76 | 78 | 77 | III 183510 X3 | 30 | 78 | 81 | 79,5 | III 183510 X4 | 46 | 80 | 82 | 81 | III 183510 X5 | 41 | 79 | 82 | 80,5 | III 183510 X6 | 37 | 79 | 81 | 80 |
| III 183510 | 6 | 21 | 78 | 77 | 77,5 | III 183510 X2 | 20 | 78 | 78 | 78 | III 183510 X3 | 22 | 76 | 80 | 78 | III 183510 X4 | 29 | 78 | 80 | 79 | III 183510 X5 | 46 | 81 | 81 | 81 | III 183510 X6 | 39 | 82 | 82 | 82 |
| III 183510 | 7 | 95 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X2 | 55 | 80 | 82 | 81 | III 183510 X3 | 49 | 80 | 82 | 81 | III 183510 X4 | 47 | 77 | 80 | 78,5 | III 183510 X5 | 46 | 78 | 83 | 80,5 | III 183510 X6 | 22 | 80 | 81 | 80,5 |
| III 183510 | 8 | 24 | 78 | 75 | 76,5 | III 183510 X2 | 35 | 77 | 78 | 77,5 | III 183510 X3 | 40 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X4 | 55 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X5 | 40 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X6 | 56 | 81 | 81 | 81 |
| III 183510 | 9 | 83 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X2 | 64 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X3 | 50 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X4 | 47 | 78 | 80 | 79 | III 183510 X5 | 36 | 80 | 82 | 81 | III 183510 X6 | 47 | 82 | 80 | 81 |
| III 183510 | 10 | 25 | 71 | 74 | 72,5 | III 183510 X2 | 24 | 76 | 74 | 75 | III 183510 X3 | 46 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X4 | 47 | 81 | 80 | 80,5 | III 183510 X5 | 50 | 82 | 80 | 81 | III 183510 X6 | 51 | 83 | 81 | 82 |
| III 183510 | 11 | 20 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X2 | 12 | 76 | 74 | 75 | III 183510 X3 | 22 | 78 | 76 | 77 | III 183510 X4 | 35 | 83 | 81 | 82 | III 183510 X5 | 37 | 81 | 79 | 80 | III 183510 X6 | 45 | 81 | 81 | 81 |
| III 183510 | 12 | 40 | 77 | 78 | 77,5 | III 183510 X2 | 49 | 79 | 81 | 80 | III 183510 X3 | 57 | 81 | 81 | 81 | III 183510 X4 | 56 | 81 | 81 | 81 | III 183510 X5 | 57 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X6 | 56 | 82 | 82 | 82 |
| III 183510 | 13 | 66 | 82 | 82 | 82 | III 183510 X2 | 62 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X3 | 65 | 78 | 79 | 78,5 | III 183510 X4 | 63 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X5 | 50 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X6 | 47 | 80 | 80 | 80 |
| III 183510 | 14 | 32 | 79 | 81 | 80 | III 183510 X2 | 42 | 80 | 82 | 81 | III 183510 X3 | 50 | 84 | 82 | 83 | III 183510 X4 | 66 | 82 | 81 | 81,5 | III 183510 X5 | 50 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X6 | 56 | 82 | 84 | 83 |
| III 183510 | 15 | 60 | 84 | 83 | 83,5 | III 183510 X2 | 55 | 82 | 81 | 81,5 | III 183510 X3 | 54 | 82 | 82 | 82 | III 183510 X4 | 50 | 81 | 80 | 80,5 | III 183510 X5 | 25 | 73 | 74 | 73,5 | III 183510 X6 | 25 | 73 | 70 | 71,5 |
| III 183510 | 16 | 47 | 80 | 82 | 81 | III 183510 X2 | 23 | 81 | 80 | 80,5 | III 183510 X3 | 38 | 81 | 83 | 82 | III 183510 X4 | 49 | 84 | 82 | 83 | III 183510 X5 | 45 | 82 | 84 | 83 | III 183510 X6 | 49 | 80 | 82 | 81 |
| III 183510 | 17 | 51 | 82 | 83 | 82,5 | III 183510 X2 | 30 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X3 | 46 | 80 | 82 | 81 | III 183510 X4 | 51 | 84 | 82 | 83 | III 183510 X5 | 59 | 82 | 84 | 83 | III 183510 X6 | 69 | 84 | 82 | 83 |
| III 183510 | 18 | 71 | 82 | 80 | 81 | III 183510 X2 | 69 | 82 | 82 | 82 | III 183510 X3 | 72 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X4 | 70 | 83 | 84 | 83,5 | III 183510 X5 | 59 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X6 | 70 | 83 | 84 | 83,5 |
| III 183510 | 19 | 75 | 84 | 85 | 84,5 | III 183510 X2 | 60 | 84 | 83 | 83,5 | III 183510 X3 | 52 | 81 | 82 | 81,5 | III 183510 X4 | 32 | 80 | 77 | 78,5 | III 183510 X5 | 25 | 78 | 81 | 79,5 | III 183510 X6 | 27 | 80 | 79 | 79,5 |
| III 183510 | 20 | 80 | 85 | 85 | 85 | III 183510 X2 | 69 | 84 | 85 | 84,5 | III 183510 X3 | 60 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X4 | 55 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X5 | 46 | 83 | 82 | 82,5 | III 183510 X6 | 49 | 82 | 83 | 82,5 |
| III 183510 | 21 | 77 | 86 | 86 | 86 | III 183510 X2 | 52 | 84 | 84 | 84 | III 183510 X3 | 37 | 83 | 80 | 81,5 | III 183510 X4 | 30 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X5 | 21 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X6 | 31 | 81 | 79 | 80 |
| III 183510 | 22 | 92 | 85 | 84 | 84,5 | III 183510 X2 | 95 | 85 | 85 | 85 | III 183510 X3 | 95 | 84 | 84 | 84 | III 183510 X4 | 68 | 81 | 82 | 81,5 | III 183510 X5 | 74 | 83 | 84 | 83,5 | III 183510 X6 | 57 | 80 | 81 | 80,5 |
| III 183510 | 23 | 95 | 86 | 83 | 84,5 | III 183510 X2 | 79 | 85 | 84 | 84,5 | III 183510 X3 | 66 | 84 | 84 | 84 | III 183510 X4 | 47 | 82 | 82 | 82 | III 183510 X5 | 30 | 79 | 80 | 79,5 | III 183510 X6 | 39 | 81 | 81 | 81 |
| III 183510 | 24 | 88 | 61 | 53 | 57 | III 183510 X2 | 68 | 62 | 65 | 63,5 | III 183510 X3 | 63 | 49 | 58 | 53,5 | III 183510 X4 | 59 | 62 | 64 | 63 | III 183510 X5 | 68 | 64 | 64 | 64 | III 183510 X6 | 69 | 70 | 61 | 65,5 |
| III 183510 | 25 | 94 | 69 | 65 | 67 | III 183510 X2 | 66 | 69 | 63 | 66 | III 183510 X3 | 73 | 61 | 61 | 61 | III 183510 X4 | 65 | 59 | 59 | 59 | III 183510 X5 | 65 | 57 | 47 | 52 | III 183510 X6 | 50 | 60 | 60 | 60 |
| III 183510 | 26 | 56 | 71 | 75 | 73 | III 183510 X2 | 45 | 57 | 66 | 61,5 | III 183510 X3 | 40 | 55 | 55 | 55 | III 183510 X4 | 40 | 51 | 61 | 56 | III 183510 X5 | 51 | 54 | 60 | 57 | III 183510 X6 | 65 | 58 | 68 | 63 |
| III 183510 | 27 | 94 | 62 | 57 | 59,5 | III 183510 X2 | 58 | 54 | 47 | 50,5 | III 183510 X3 | 57 | 52 | 61 | 56,5 | III 183510 X4 | 68 | 61 | 48 | 54,5 | III 183510 X5 | 43 | 69 | 70 | 69,5 | III 183510 X6 | 40 | 70 | 67 | 68,5 |
| III 183510 | 28 | 65 | 70 | 76 | 73 | III 183510 X2 | 52 | 67 | 74 | 70,5 | III 183510 X3 | 35 | 62 | 62 | 62 | III 183510 X4 | 49 | 68 | 68 | 68 | III 183510 X5 | 44 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X6 | 52 | 60 | 71 | 65,5 |
| III 183510 | 29 | 36 | 67 | 67 | 67 | III 183510 X2 | 45 | 63 | 63 | 63 | III 183510 X3 | 53 | 60 | 61 | 60,5 | III 183510 X4 | 59 | 72 | 65 | 68,5 | III 183510 X5 | 47 | 65 | 65 | 65 | III 183510 X6 | 67 | 74 | 69 | 71,5 |
| III 183510 | 30 | 70 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X2 | 60 | 50 | 50 | 50 | III 183510 X3 | 39 | 58 | 58 | 58 | III 183510 X4 | 45 | 74 | 76 | 75 | III 183510 X5 | 26 | 74 | 70 | 72 | III 183510 X6 | 35 | 63 | 63 | 63 |
| III 183510 | 31 | 13 | 65 | 65 | 65 | III 183510 X2 | 38 | 67 | 67 | 67 | III 183510 X3 | 48 | 61 | 61 | 61 | III 183510 X4 | 58 | 74 | 70 | 72 | III 183510 X5 | 57 | 80 | 78 | 79 | III 183510 X6 | 63 | 68 | 57 | 62,5 |
| III 183510 | 32 | 40 | 74 | 76 | 75 | III 183510 X2 | 31 | 74 | 41 | 57,5 | III 183510 X3 | 20 | 70 | 71 | 70,5 | III 183510 X4 | 15 | 61 | 64 | 62,5 | III 183510 X5 | 16 | 61 | 64 | 62,5 | III 183510 X6 | 40 | 70 | 56 | 63 |
| III 183510 | 33 | 91 | 70 | 70 | 70 | III 183510 X2 | 26 | 73 | 68 | 70,5 | III 183510 X3 | 53 | 55 | 65 | 60 | III 183510 X4 | 27 | 69 | 61 | 65 | III 183510 X5 | 26 | 63 | 53 | 58 | III 183510 X6 | 48 | 41 | 67 | 54 |
| III 183510 | 34 | 44 | 66 | 67 | 66,5 | III 183510 X2 | 30 | 69 | 70 | 69,5 | III 183510 X3 | 13 | 48 | 49 | 48,5 | III 183510 X4 | 12 | 63 | 69 | 66 | III 183510 X5 | 20 | 62 | 55 | 58,5 | III 183510 X6 | 18 | 64 | 69 | 66,5 |
| III 183510 | 35 | 50 | 81 | 81 | 81 | III 183510 X2 | 77 | 78 | 77 | 77,5 | III 183510 X3 | 74 | 71 | 79 | 75 | III 183510 X4 | 84 | 77 | 79 | 78 | III 183510 X5 | 68 | 78 | 80 | 79 | III 183510 X6 | 47 | 77 | 79 | 78 |
| III 183510 | 36 | 46 | 79 | 81 | 80 | III 183510 X2 | 38 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X3 | 15 | 74 | 70 | 72 | III 183510 X4 | 44 | 76 | 77 | 76,5 | III 183510 X5 | 39 | 75 | 77 | 76 | III 183510 X6 | 42 | 76 | 73 | 74,5 |
| III 183510 | 37 | 50 | 58 | 52 | 55 | III 183510 X2 | 55 | 72 | 72 | 72 | III 183510 X3 | 45 | 71 | 75 | 73 | III 183510 X4 | 55 | 75 | 75 | 75 | III 183510 X5 | 54 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X6 | 75 | 73 | 73 | 74 |
| III 183510 | 38 | 85 | 77 | 75 | 76 | III 183510 X2 | 60 | 73 | 76 | 74,5 | III 183510 X3 | 65 | 73 | 68 | 70,5 | III 183510 X4 | 64 | 75 | 74 | 74,5 | III 183510 X5 | 50 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X6 | 65 | 78 | 78 | 78 |
| III 183510 | 39 | 36 | 63 | 59 | 61 | III 183510 X2 | 50 | 76 | 79 | 77,5 | III 183510 X3 | 43 | 76 | 79 | 77,5 | III 183510 X4 | 44 | 76 | 79 | 77,5 | III 183510 X5 | 36 | 76 | 78 | 77 | III 183510 X6 | 14 | 74 | 77 | 75,5 |
| III 183510 | 40 | 14 | 76 | 67 | 71,5 | III 183510 X2 | 35 | 72 | 76 | 74 | III 183510 X3 | 32 | 71 | 78 | 74,5 | III 183510 X4 | 32 | 76 | 78 | 77 | III 183510 X5 | 33 | 75 | 78 | 76,5 | III 183510 X6 | 17 | 73 | 77 | 75 |
| Media | | 55,2 | 76,2 | 75,6 | 75,9 | Media | 47,7 | 74,9 | 74,4 | 74,7 | Media | 46,8 | 72,9 | 74,2 | 73,5 | Media | 48,6 | 75,7 | 75,6 | 75,6 | Media | 43,4 | 75,6 | 75,7 | 75,7 | Media | 46,2 | 74,9 | 75,3 | 75,1 |
| DS | | 25,7 | 7,5 | 8,8 | 8,1 | DS | 18,3 | 8,3 | 10,1 | 8,7 | DS | 17,2 | 10,6 | 9,6 | 10,0 | DS | 14,9 | 7,9 | 8,1 | 7,8 | DS | 14,0 | 7,6 | 9,0 | 8,2 | DS | 15,7 | 8,8 | 7,7 | 7,7 |
| IC | | 8,0 | 2,3 | 2,7 | 2,5 | IC | 5,7 | 2,6 | 3,1 | 2,7 | IC | 5,3 | 3,3 | 3,0 | 3,1 | IC | 4,6 | 2,4 | 2,5 | 2,4 | IC | 4,3 | 2,4 | 2,8 | 2,5 | IC | 4,9 | 2,7 | 2,4 | 2,4 |
| Mediana | | 51,5 | 78 | 78,5 | 78 | Mediana | 49,5 | 76,5 | 77,5 | 77,5 | Mediana | 46,5 | 77,5 | 79 | 77,75 | Mediana | 49 | 78,5 | 79 | 79 | Mediana | 45,5 | 78 | 79 | 79 | Mediana | 47,5 | 78,5 | 79 | 78,75 |

Pie de tabla 2.4. 183510 – Implante grupo control; 183510 X2, X3, X4

Tabla 2.5. Control VS Prototipo II, III, IV, V, VI – 4.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo hueso / Impl Ref | Nº | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | | | | | |
|-----------------------|----|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|---------------|------|------|------|------|
| III 184010 | 1 | 25 | 65 | 69 | 67 | III 184010 X2 | 27 | 73 | 76 | 74,5 | III 184010 X3 | 34 | 76 | 67 | 71,5 | III 184010 X4 | 41 | 78 | 75 | 76,5 | III 184010 X5 | 29 | 67 | 74 | 70,5 | III 184010 X6 | 20 | 77 | 75 | 76 |
| III 184010 | 2 | 40 | 78 | 76 | 77 | III 184010 X2 | 27 | 79 | 78 | 78,5 | III 184010 X3 | 34 | 79 | 78 | 78,5 | III 184010 X4 | 36 | 78 | 76 | 77 | III 184010 X5 | 34 | 76 | 68 | 72 | III 184010 X6 | 18 | 75 | 77 | 76 |
| III 184010 | 3 | 29 | 77 | 77 | 77 | III 184010 X2 | 25 | 75 | 68 | 71,5 | III 184010 X3 | 23 | 67 | 54 | 60,5 | III 184010 X4 | 27 | 78 | 75 | 76,5 | III 184010 X5 | 29 | 54 | 55 | 54,5 | III 184010 X6 | 28 | 79 | 77 | 78 |
| III 184010 | 4 | 36 | 79 | 77 | 78 | III 184010 X2 | 26 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X3 | 26 | 77 | 75 | 76 | III 184010 X4 | 37 | 66 | 67 | 66,5 | III 184010 X5 | 40 | 69 | 69 | 69 | III 184010 X6 | 39 | 76 | 76 | 76 |
| III 184010 | 5 | 32 | 67 | 76 | 71,5 | III 184010 X2 | 26 | 74 | 74 | 74 | III 184010 X3 | 30 | 78 | 76 | 77 | III 184010 X4 | 34 | 77 | 75 | 76 | III 184010 X5 | 29 | 75 | 68 | 71,5 | III 184010 X6 | 31 | 79 | 77 | 78 |
| III 184010 | 6 | 41 | 60 | 60 | 60 | III 184010 X2 | 74 | 84 | 81 | 82,5 | III 184010 X3 | 51 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X4 | 32 | 77 | 77 | 77 | III 184010 X5 | 35 | 71 | 76 | 73,5 | III 184010 X6 | 12 | 59 | 60 | 59,5 |
| III 184010 | 7 | 19 | 78 | 75 | 76,5 | III 184010 X2 | 16 | 75 | 70 | 72,5 | III 184010 X3 | 11 | 64 | 62 | 63 | III 184010 X4 | 10 | 69 | 69 | 69 | III 184010 X5 | 14 | 72 | 72 | 72 | III 184010 X6 | 38 | 81 | 81 | 81 |
| III 184010 | 8 | 38 | 72 | 70 | 71 | III 184010 X2 | 33 | 50 | 50 | 50 | III 184010 X3 | 34 | 73 | 74 | 73,5 | III 184010 X4 | 42 | 71 | 72 | 71,5 | III 184010 X5 | 33 | 76 | 66 | 71 | III 184010 X6 | 27 | 76 | 74 | 75 |
| III 184010 | 9 | 40 | 73 | 74 | 73,5 | III 184010 X2 | 24 | 78 | 78 | 78 | III 184010 X3 | 30 | 78 | 78 | 78 | III 184010 X4 | 24 | 81 | 79 | 80 | III 184010 X5 | 33 | 79 | 81 | 80 | III 184010 X6 | 22 | 76 | 74 | 75 |
| III 184010 | 10 | 26 | 75 | 73 | 74 | III 184010 X2 | 27 | 80 | 79 | 79,5 | III 184010 X3 | 23 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X4 | 29 | 82 | 81 | 81,5 | III 184010 X5 | 29 | 78 | 79 | 78,5 | III 184010 X6 | 30 | 80 | 80 | 80 |
| III 184010 | 11 | 15 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X2 | 26 | 79 | 76 | 77,5 | III 184010 X3 | 26 | 80 | 79 | 79,5 | III 184010 X4 | 26 | 83 | 82 | 82,5 | III 184010 X5 | 35 | 79 | 78 | 78,5 | III 184010 X6 | 26 | 77 | 75 | 76 |
| III 184010 | 12 | 20 | 73 | 71 | 72 | III 184010 X2 | 25 | 80 | 79 | 79,5 | III 184010 X3 | 26 | 81 | 80 | 80,5 | III 184010 X4 | 29 | 81 | 79 | 80 | III 184010 X5 | 29 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X6 | 34 | 82 | 81 | 81,5 |
| III 184010 | 13 | 30 | 73 | 73 | 73 | III 184010 X2 | 25 | 66 | 76 | 71 | III 184010 X3 | 25 | 79 | 77 | 78 | III 184010 X4 | 23 | 78 | 76 | 77 | III 184010 X5 | 22 | 76 | 73 | 74,5 | III 184010 X6 | 20 | 79 | 76 | 77,5 |
| III 184010 | 14 | 26 | 77 | 79 | 78 | III 184010 X2 | 39 | 81 | 79 | 80 | III 184010 X3 | 30 | 81 | 78 | 79,5 | III 184010 X4 | 23 | 81 | 79 | 80 | III 184010 X5 | 10 | 81 | 76 | 78,5 | III 184010 X6 | 18 | 78 | 75 | 76,5 |
| III 184010 | 15 | 76 | 78 | 79 | 78,5 | III 184010 X2 | 85 | 78 | 78 | 78 | III 184010 X3 | 10 | 82 | 81 | 81,5 | III 184010 X4 | 88 | 78 | 76 | 77 | III 184010 X5 | 69 | 79 | 76 | 77,5 | III 184010 X6 | 77 | 69 | 69 | 69 |
| III 184010 | 16 | 94 | 79 | 77 | 78 | III 184010 X2 | 77 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X3 | 49 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X4 | 53 | 70 | 75 | 72,5 | III 184010 X5 | 50 | | | | III 184010 X6 | 34 | 76 | 76 | 76 |
| III 184010 | 17 | 22 | 76 | 77 | 76,5 | III 184010 X2 | 38 | 75 | 85 | 80 | III 184010 X3 | 10 | 52 | 54 | 53 | III 184010 X4 | 45 | 84 | 80 | 82 | III 184010 X5 | 50 | 82 | 81 | 81,5 | III 184010 X6 | 35 | 66 | 76 | 71 |
| III 184010 | 18 | 28 | 73 | 74 | 73,5 | III 184010 X2 | 48 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X3 | 38 | 79 | 76 | 77,5 | III 184010 X4 | 35 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X5 | 34 | 75 | 76 | 75,5 | III 184010 X6 | 40 | 82 | 80 | 81 |
| III 184010 | 19 | 29 | 79 | 76 | 77,5 | III 184010 X2 | 23 | 70 | 70 | 70 | III 184010 X3 | 30 | 75 | 74 | 74,5 | III 184010 X4 | 30 | 81 | 79 | 80 | III 184010 X5 | 27 | 81 | 78 | 79,5 | III 184010 X6 | 32 | 80 | 79 | 79,5 |
| III 184010 | 20 | 29 | 45 | 47 | 46 | III 184010 X2 | 21 | 63 | 66 | 64,5 | III 184010 X3 | 30 | 77 | 78 | 77,5 | III 184010 X4 | 23 | 79 | 81 | 80 | III 184010 X5 | 53 | 81 | 76 | 78,5 | III 184010 X6 | 51 | 76 | 75 | 75,5 |
| III 184010 | 21 | 24 | 76 | 77 | 76,5 | III 184010 X2 | 20 | 81 | 80 | 80,5 | III 184010 X3 | 23 | 79 | 80 | 79,5 | III 184010 X4 | 25 | 75 | 76 | 75,5 | III 184010 X5 | 24 | 77 | 77 | 77 | III 184010 X6 | 24 | 76 | 76 | 76 |
| III 184010 | 22 | 50 | 77 | 78 | 77,5 | III 184010 X2 | 30 | 79 | 80 | 79,5 | III 184010 X3 | 19 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X4 | 21 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X5 | 17 | 75 | 72 | 73,5 | III 184010 X6 | 15 | 69 | 70 | 69,5 |
| III 184010 | 23 | 36 | 68 | 67 | 67,5 | III 184010 X2 | 36 | 71 | 77 | 74 | III 184010 X3 | 10 | 58 | 59 | 58,5 | III 184010 X4 | 52 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X5 | 57 | 77 | 77 | 77 | III 184010 X6 | 62 | 82 | 82 | 82 |
| III 184010 | 24 | 58 | 68 | 76 | 72 | III 184010 X2 | 52 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X3 | 60 | 84 | 84 | 84 | III 184010 X4 | 35 | 82 | 81 | 81,5 | III 184010 X5 | 31 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X6 | 40 | 77 | 79 | 78 |
| III 184010 | 25 | 69 | 79 | 76 | 77,5 | III 184010 X2 | 69 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X3 | 10 | 74 | 74 | 74 | III 184010 X4 | 61 | 80 | 79 | 79,5 | III 184010 X5 | 22 | 75 | 75 | 75 | III 184010 X6 | 10 | 52 | 58 | 55 |
| III 184010 | 26 | 80 | 78 | 77 | 77,5 | III 184010 X2 | 45 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X3 | 16 | 66 | 69 | 67,5 | III 184010 X4 | 41 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X5 | 61 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X6 | 45 | 71 | 74 | 72,5 |
| III 184010 | 27 | 15 | 59 | 59 | 59 | III 184010 X2 | 25 | 72 | 71 | 71,5 | III 184010 X3 | 31 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X4 | 40 | 78 | 78 | 78 | III 184010 X5 | 24 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X6 | 21 | 77 | 78 | 77,5 |
| III 184010 | 28 | 25 | 75 | 75 | 75 | III 184010 X2 | 27 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X3 | 34 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X4 | 22 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X5 | 22 | 79 | 80 | 79,5 | III 184010 X6 | 21 | 78 | 79 | 78,5 |
| III 184010 | 29 | 73 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X2 | 20 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X3 | 43 | 75 | 75 | 75 | III 184010 X4 | 13 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X5 | 17 | 74 | 72 | 73 | III 184010 X6 | 10 | 60 | 61 | 60,5 |
| III 184010 | 30 | 30 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X2 | 35 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X3 | 39 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X4 | 25 | 78 | 78 | 78 | III 184010 X5 | 15 | 72 | 73 | 72,5 | III 184010 X6 | 10 | 68 | 67 | 67,5 |
| III 184010 | 31 | 14 | 68 | 68 | 68 | III 184010 X2 | 34 | 77 | 77 | 77 | III 184010 X3 | 37 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X4 | 47 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X5 | 67 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X6 | 63 | 81 | 82 | 81,5 |
| III 184010 | 32 | 10 | 71 | 71 | 71 | III 184010 X2 | 10 | 66 | 66 | 66 | III 184010 X3 | 41 | 76 | 75 | 75,5 | III 184010 X4 | 35 | 80 | 77 | 78,5 | III 184010 X5 | 10 | 63 | 63 | 63 | III 184010 X6 | | | | |
| III 184010 | 33 | | | | | III 184010 X2 | 27 | 74 | 75 | 74,5 | III 184010 X3 | 37 | 78 | 80 | 79 | III 184010 X4 | 79 | 83 | 82 | 82,5 | III 184010 X5 | 54 | 81 | 77 | 79 | III 184010 X6 | 29 | 74 | 71 | 72,5 |
| III 184010 | 34 | | | | | III 184010 X2 | 46 | 74 | 76 | 75 | III 184010 X3 | 65 | 78 | 81 | 79,5 | III 184010 X4 | 95 | 80 | 79 | 79,5 | III 184010 X5 | 36 | 80 | 83 | 81,5 | III 184010 X6 | 70 | 77 | 79 | 78 |
| III 184010 | 35 | 28 | 72 | 70 | 71 | III 184010 X2 | 48 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X3 | 10 | 61 | 61 | 61 | III 184010 X4 | 45 | 70 | 70 | 70 | III 184010 X5 | 63 | 71 | 75 | 73 | III 184010 X6 | 70 | 81 | 80 | 80,5 |
| III 184010 | 36 | 57 | 75 | 80 | 77,5 | III 184010 X2 | 64 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X3 | 43 | 79 | 76 | 77,5 | III 184010 X4 | 40 | 82 | 79 | 80,5 | III 184010 X5 | 56 | 82 | 81 | 81,5 | III 184010 X6 | 69 | 79 | 86 | 82,5 |
| III 184010 | 37 | 74 | 76 | 74 | 75 | III 184010 X2 | 95 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X3 | 52 | 54 | 56 | 55 | III 184010 X4 | 53 | 79 | 76 | 77,5 | III 184010 X5 | 51 | 75 | 76 | 75,5 | III 184010 X6 | 50 | 73 | 74 | 73,5 |
| III 184010 | 38 | 40 | 82 | 79 | 80,5 | III 184010 X2 | 25 | 82 | 81 | 81,5 | III 184010 X3 | 20 | 82 | 81 | 81,5 | III 184010 X4 | 21 | 81 | 80 | 80,5 | III 184010 X5 | 32 | 81 | 83 | 82 | III 184010 X6 | 36 | 80 | 81 | 80,5 |
| III 184010 | 39 | 32 | 76 | 78 | 77 | III 184010 X2 | 15 | 80 | 81 | 80,5 | III 184010 X3 | 18 | 83 | 80 | 81,5 | III 184010 X4 | 35 | 80 | 83 | 81,5 | III 184010 X5 | 42 | 81 | 83 | 82 | III 184010 X6 | 30 | 81 | 81 | 81 |
| III 184010 | 40 | 25 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X2 | 32 | 74 | 76 | 75 | III 184010 X3 | 29 | 83 | 81 | 82 | III 184010 X4 | 38 | 84 | 82 | 83 | III 184010 X5 | 40 | 80 | 74 | 77 | III 184010 X6 | 35 | 81 | 80 | 80,5 |
| Media | | 37,8 | 73,7 | 73,9 | 73,8 | Media | 36,7 | 76,2 | 76,5 | 76,3 | Media | 30,2 | 75,4 | 74,5 | 75,0 | Media | 37,8 | 78,4 | 77,6 | 78,0 | Media | 35,6 | 76,1 | 75,3 | 75,7 | Media | 34,4 | 75,4 | 75,7 | 75,5 |
| DS | | 20,4 | 7,2 | 6,7 | 6,8 | DS | 19,7 | 6,4 | 6,1 | 6,1 | DS | 13,5 | 7,7 | 7,9 | 7,7 | DS | 17,9 | 4,1 | 3,5 | 3,7 | DS | 15,7 | 5,6 | 5,7 | 5,4 | DS | 17,8 | 6,7 | 6,0 | 6,2 |
| IC | | 6,5 | 2,3 | 2,1 | 2,2 | IC | 6,1 | 2,0 | 1,9 | 1,9 | IC | 4,2 | 2,4 | 2,4 | 2,4 | IC | 5,6 | 1,3 | 1,1 | 1,2 | IC | 4,9 | 1,8 | 1,8 | 1,7 | IC | 5,6 | 2,1 | 1,9 | 1,9 |
| Mediana | | 30 | 76 | 76 | 76,5 | Mediana | 27 | 78 | 78 | 78 | Mediana | 30 | 78 | 76 | 77,5 | Mediana | 35 | 79 | 79 | 79 | Mediana | 33 | 77 | 76 | 77 | Mediana | 31 | 77 | 76 | 76,5 |

Pie de tabla 2.5. 184010 – Implante grupo control; 184010 X2, X3, X4, X5, X6 – Implante grupo estudio Prototipo II, III, IV, V, VI; TI - Torque de inserción, ISQ - Implant stability quotient, DS - Desviación Standard, IC - Intervalo de Conf

Tabla 2.6. Control VS Prototipo II, III, IV, V, VI – 4.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo hueso / Impl Ref | Nº | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | | | | | |
|-----------------------|----|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|---------------|------|------|------|------|
| III 184010 | 1 | 22 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X2 | 31 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X3 | 67 | 76 | 78 | 77 | III 184010 X4 | 55 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X5 | 30 | 68 | 78 | 73 | III 184010 X6 | 56 | 76 | 80 | 78 |
| III 184010 | 2 | 78 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X2 | 40 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X3 | 66 | 82 | 83 | 83 | III 184010 X4 | 77 | 83 | 82 | 83 | III 184010 X5 | 76 | 82 | 76 | 79 | III 184010 X6 | 52 | 81 | 82 | 82 |
| III 184010 | 3 | 33 | 81 | 85 | 83 | III 184010 X2 | 64 | 78 | 73 | 76 | III 184010 X3 | 65 | 83 | 81 | 82 | III 184010 X4 | 65 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X5 | 44 | 82 | 73 | 78 | III 184010 X6 | 27 | 79 | 79 | 79 |
| III 184010 | 4 | 71 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X2 | 82 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X3 | 52 | 81 | 80 | 81 | III 184010 X4 | 54 | 82 | 81 | 82 | III 184010 X5 | 26 | 76 | 70 | 73 | III 184010 X6 | 26 | 75 | 72 | 74 |
| III 184010 | 5 | 86 | 85 | 80 | 83 | III 184010 X2 | 74 | 84 | 84 | 84 | III 184010 X3 | 46 | 83 | 80 | 82 | III 184010 X4 | 72 | 84 | 84 | 84 | III 184010 X5 | 38 | 79 | 74 | 77 | III 184010 X6 | 40 | 78 | 82 | 80 |
| III 184010 | 6 | 57 | 74 | 82 | 78 | III 184010 X2 | 44 | 82 | 83 | 83 | III 184010 X3 | 20 | 76 | 78 | 77 | III 184010 X4 | 28 | 78 | 80 | 79 | III 184010 X5 | 30 | 75 | 77 | 76 | III 184010 X6 | 23 | 73 | 74 | 74 |
| III 184010 | 7 | 17 | 70 | 66 | 68 | III 184010 X2 | 26 | 72 | 76 | 74 | III 184010 X3 | 30 | 76 | 78 | 77 | III 184010 X4 | 50 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X5 | 40 | 77 | 72 | 75 | III 184010 X6 | 51 | 58 | 56 | 57 |
| III 184010 | 8 | 50 | 75 | 78 | 77 | III 184010 X2 | 45 | 66 | 66 | 66 | III 184010 X3 | 47 | 71 | 73 | 72 | III 184010 X4 | 41 | 71 | 71 | 71 | III 184010 X5 | 35 | 78 | 8 | 43 | III 184010 X6 | 24 | 70 | 64 | 67 |
| III 184010 | 9 | 19 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X2 | 29 | 78 | 71 | 75 | III 184010 X3 | 50 | 80 | 83 | 82 | III 184010 X4 | 54 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X5 | 46 | 81 | 80 | 81 | III 184010 X6 | 48 | 81 | 81 | 81 |
| III 184010 | 10 | 28 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X2 | 31 | 77 | 80 | 79 | III 184010 X3 | 39 | 80 | 82 | 81 | III 184010 X4 | 31 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X5 | 38 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X6 | 36 | 78 | 78 | 78 |
| III 184010 | 11 | 39 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X2 | 55 | 81 | 80 | 81 | III 184010 X3 | 49 | 82 | 81 | 82 | III 184010 X4 | 51 | 81 | 82 | 82 | III 184010 X5 | 46 | 81 | 78 | 80 | III 184010 X6 | 59 | 79 | 82 | 81 |
| III 184010 | 12 | 41 | 82 | 83 | 83 | III 184010 X2 | 34 | 81 | 79 | 80 | III 184010 X3 | 34 | 80 | 79 | 80 | III 184010 X4 | 42 | 81 | 80 | 81 | III 184010 X5 | 32 | 81 | 79 | 80 | III 184010 X6 | 35 | 80 | 83 | 82 |
| III 184010 | 13 | 29 | 82 | 81 | 82 | III 184010 X2 | 40 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X3 | 39 | 81 | 83 | 82 | III 184010 X4 | 35 | 77 | 79 | 78 | III 184010 X5 | 21 | 77 | 75 | 76 | III 184010 X6 | 31 | 77 | 77 | 77 |
| III 184010 | 14 | 29 | 78 | 80 | 79 | III 184010 X2 | 73 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X3 | 77 | 85 | 82 | 84 | III 184010 X4 | 75 | 83 | 80 | 82 | III 184010 X5 | 73 | 82 | 83 | 83 | III 184010 X6 | 50 | 77 | 76 | 77 |
| III 184010 | 15 | 67 | 84 | 86 | 85 | III 184010 X2 | 68 | 85 | 85 | 85 | III 184010 X3 | 52 | 85 | 82 | 84 | III 184010 X4 | 35 | 81 | 77 | 79 | III 184010 X5 | 22 | 76 | 71 | 74 | III 184010 X6 | 28 | 76 | 76 | 76 |
| III 184010 | 16 | 49 | 81 | 79 | 80 | III 184010 X2 | 42 | 82 | 81 | 82 | III 184010 X3 | 44 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X4 | 60 | 78 | 80 | 79 | III 184010 X5 | 55 | 80 | 75 | 78 | III 184010 X6 | 43 | 80 | 78 | 79 |
| III 184010 | 17 | 39 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X2 | 55 | 76 | 82 | 79 | III 184010 X3 | 47 | 79 | 81 | 80 | III 184010 X4 | 52 | 78 | 77 | 78 | III 184010 X5 | 45 | 77 | 82 | 80 | III 184010 X6 | 28 | 76 | 75 | 76 |
| III 184010 | 18 | 54 | 83 | 84 | 84 | III 184010 X2 | 39 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X3 | 46 | 77 | 78 | 78 | III 184010 X4 | 40 | 80 | 77 | 79 | III 184010 X5 | 21 | 72 | 76 | 74 | III 184010 X6 | 30 | 79 | 79 | 79 |
| III 184010 | 19 | 42 | 82 | 79 | 81 | III 184010 X2 | 75 | 83 | 84 | 84 | III 184010 X3 | 94 | 82 | 85 | 84 | III 184010 X4 | 25 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X5 | 19 | 68 | 71 | 70 | III 184010 X6 | 24 | 71 | 66 | 69 |
| III 184010 | 20 | 53 | 79 | 82 | 81 | III 184010 X2 | 70 | 82 | 83 | 83 | III 184010 X3 | 78 | 83 | 80 | 82 | III 184010 X4 | 63 | 81 | 82 | 82 | III 184010 X5 | 75 | 83 | 76 | 80 | III 184010 X6 | 93 | 84 | 84 | 84 |
| III 184010 | 21 | 48 | 72 | 77 | 75 | III 184010 X2 | 52 | 80 | 82 | 81 | III 184010 X3 | 48 | 79 | 83 | 81 | III 184010 X4 | 49 | 80 | 83 | 82 | III 184010 X5 | 54 | 76 | 81 | 79 | III 184010 X6 | 74 | 70 | 60 | 65 |
| III 184010 | 22 | 36 | 76 | 75 | 76 | III 184010 X2 | 39 | 76 | 77 | 77 | III 184010 X3 | 48 | 81 | 83 | 82 | III 184010 X4 | 53 | 76 | 81 | 79 | III 184010 X5 | 64 | 83 | 79 | 81 | III 184010 X6 | 86 | 77 | 76 | 77 |
| III 184010 | 23 | 30 | 77 | 81 | 79 | III 184010 X2 | 36 | 80 | 82 | 81 | III 184010 X3 | 43 | 82 | 83 | 83 | III 184010 X4 | 66 | 82 | 85 | 84 | III 184010 X5 | 69 | 77 | 83 | 80 | III 184010 X6 | 80 | 83 | 83 | 83 |
| III 184010 | 24 | 46 | 77 | 79 | 78 | III 184010 X2 | 45 | 79 | 81 | 80 | III 184010 X3 | 35 | 81 | 82 | 82 | III 184010 X4 | 47 | 81 | 83 | 82 | III 184010 X5 | 55 | 81 | 76 | 79 | III 184010 X6 | 71 | 83 | 83 | 83 |
| III 184010 | 25 | 29 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X2 | 41 | 80 | 81 | 81 | III 184010 X3 | 66 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X4 | 69 | 83 | 84 | 84 | III 184010 X5 | 63 | 79 | 83 | 81 | III 184010 X6 | 59 | 83 | 82 | 83 |
| III 184010 | 26 | 43 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X2 | 44 | 73 | 72 | 73 | III 184010 X3 | 55 | 76 | 79 | 78 | III 184010 X4 | 68 | 77 | 80 | 79 | III 184010 X5 | 67 | 68 | 85 | 77 | III 184010 X6 | 63 | 76 | 77 | 77 |
| III 184010 | 27 | 54 | 68 | 65 | 67 | III 184010 X2 | 50 | 77 | 78 | 78 | III 184010 X3 | 52 | 61 | 63 | 62 | III 184010 X4 | 51 | 40 | 34 | 37 | III 184010 X5 | 46 | 83 | 77 | 80 | III 184010 X6 | 35 | 57 | 58 | 58 |
| III 184010 | 28 | 51 | 76 | 79 | 78 | III 184010 X2 | 42 | 81 | 79 | 80 | III 184010 X3 | 33 | 77 | 74 | 76 | III 184010 X4 | 23 | 78 | 78 | 78 | III 184010 X5 | 26 | 76 | 69 | 73 | III 184010 X6 | 30 | 62 | 61 | 62 |
| III 184010 | 29 | 43 | 78 | 77 | 78 | III 184010 X2 | 58 | 81 | 80 | 81 | III 184010 X3 | 61 | 81 | 83 | 82 | III 184010 X4 | 75 | 81 | 80 | 81 | III 184010 X5 | 56 | 69 | 78 | 74 | III 184010 X6 | 74 | 81 | 81 | 81 |
| III 184010 | 30 | 55 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X2 | 59 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X3 | 53 | 81 | 83 | 82 | III 184010 X4 | 47 | 78 | 79 | 79 | III 184010 X5 | 59 | 80 | 72 | 76 | III 184010 X6 | 62 | 82 | 81 | 82 |
| III 184010 | 31 | 53 | 81 | 84 | 83 | III 184010 X2 | 65 | 83 | 84 | 84 | III 184010 X3 | 50 | 68 | 76 | 72 | III 184010 X4 | 48 | 82 | 83 | 83 | III 184010 X5 | 50 | 80 | 83 | 82 | III 184010 X6 | 45 | 83 | 79 | 81 |
| III 184010 | 32 | 45 | 81 | 82 | 82 | III 184010 X2 | 50 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X3 | 45 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X4 | 49 | 83 | 82 | 83 | III 184010 X5 | 34 | 76 | 79 | 78 | III 184010 X6 | 32 | 79 | 76 | 78 |
| III 184010 | 33 | 74 | 78 | 81 | 80 | III 184010 X2 | 49 | 83 | 84 | 84 | III 184010 X3 | 46 | 83 | 84 | 84 | III 184010 X4 | 39 | 82 | 81 | 82 | III 184010 X5 | 30 | 79 | 72 | 76 | III 184010 X6 | 21 | 77 | 72 | 75 |
| III 184010 | 34 | 53 | 83 | 81 | 82 | III 184010 X2 | 82 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X3 | 65 | 81 | 83 | 82 | III 184010 X4 | 48 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X5 | 28 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X6 | 25 | 76 | 76 | 76 |
| III 184010 | 35 | 18 | 75 | 75 | 75 | III 184010 X2 | 23 | 77 | 76 | 77 | III 184010 X3 | 40 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X4 | 51 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X5 | 60 | 81 | 78 | 80 | III 184010 X6 | 73 | 81 | 82 | 82 |
| III 184010 | 36 | 34 | 75 | 75 | 75 | III 184010 X2 | 26 | 76 | 79 | 78 | III 184010 X3 | 31 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X4 | 41 | 79 | 76 | 78 | III 184010 X5 | 43 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X6 | 68 | 83 | 84 | 84 |
| III 184010 | 37 | 24 | 77 | 78 | 78 | III 184010 X2 | 31 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X3 | 26 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X4 | 34 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X5 | 36 | 74 | 78 | 76 | III 184010 X6 | 54 | 84 | 84 | 84 |
| III 184010 | 38 | 22 | 76 | 70 | 73 | III 184010 X2 | 32 | 76 | 73 | 75 | III 184010 X3 | 51 | 78 | 76 | 77 | III 184010 X4 | 42 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X5 | 68 | 75 | 81 | 78 | III 184010 X6 | 83 | 84 | 83 | 84 |
| III 184010 | 39 | 40 | 80 | 82 | 81 | III 184010 X2 | 54 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X3 | 78 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X4 | 81 | 84 | 82 | 83 | III 184010 X5 | 70 | 77 | 81 | 79 | III 184010 X6 | 72 | 85 | 83 | 84 |
| III 184010 | 40 | 45 | 83 | 81 | 82 | III 184010 X2 | 52 | 80 | 83 | 82 | III 184010 X3 | 45 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X4 | 46 | 80 | 81 | 81 | III 184010 X5 | 65 | 82 | 83 | 83 | III 184010 X6 | 69 | 84 | 84 | 84 |
| Media | | 43,7 | 78,3 | 78,7 | 78,5 | Media | 48,7 | 79,4 | 79,7 | 79,5 | Media | 50,3 | 79,5 | 80,2 | 79,9 | Media | 50,8 | 79,1 | 79,1 | 79,1 | Media | 46,4 | 77,8 | 75,8 | 76,8 | Media | 49,5 | 77,5 | 76,7 | 77,1 |
| DS | | 16,5 | 3,7 | 4,4 | 3,8 | DS | 15,8 | 3,6 | 4,0 | 3,6 | DS | 15,2 | 4,5 | 3,8 | 4,0 | DS | 14,5 | 6,8 | 7,7 | 7,2 | DS | 16,9 | 4,2 | 11,6 | 6,2 | DS | 20,5 | 6,5 | 7,5 | 6,9 |
| IC | | 5,2 | 1,2 | 1,4 | 1,2 | IC | 4,9 | 1,1 | 1,2 | 1,1 | IC | 4,7 | 1,4 | 1,2 | 1,2 | IC | 4,5 | 2,1 | 2,4 | 2,2 | IC | 5,3 | 1,3 | 3,6 | 1,9 | IC | 6,4 | 2,0 | 2,4 | 2,2 |
| Mediana | | 43 | 78 | 79,5 | 79 | Mediana | 45 | 80 | 80 | 80 | Mediana | 48 | 81 | 81 | 81,5 | Mediana | 49,5 | 81 | 81 | 80,75 | Mediana | 45,5 | 78,5 | 78 | 77,75 | Mediana | 49 | 79 | 79 | 79 |

Pie de tabla 2.6. 184010 – Implante grupo control; 184010 X2, X3, X4, X5, X6 – Implante grupo estudio Prototipo II, III, IV, V, VI; TI - Torque de inserción, ISQ - Implant stability quotient, DS - Desviación Standard, IC - Intervalo de Confianza

Tabla 2.7. Control VS Prototipo II, III, IV, V, VI – 4.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo hueso / Impl Ref | Nº | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.I. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | | | | | |
|-----------------------|----|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|---------------|------|------|------|------|
| III 184010 | 1 | 20 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X2 | 30 | 76 | 77 | 77 | III 184010 X3 | 29 | 77 | 80 | 79 | III 184010 X4 | 41 | 78 | 81 | 80 | III 184010 X5 | 32 | 79 | 81 | 80 | III 184010 X6 | 43 | 78 | 80 | 79 |
| III 184010 | 2 | 22 | 72 | 76 | 74 | III 184010 X2 | 19 | 76 | 78 | 77 | III 184010 X3 | 28 | 79 | 82 | 81 | III 184010 X4 | 48 | 83 | 82 | 83 | III 184010 X5 | 46 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X6 | 33 | 76 | 78 | 77 |
| III 184010 | 3 | 55 | 73 | 72 | 73 | III 184010 X2 | 66 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X3 | 52 | 82 | 81 | 82 | III 184010 X4 | 70 | 79 | 78 | 79 | III 184010 X5 | 40 | 79 | 82 | 81 | III 184010 X6 | 50 | 80 | 83 | 82 |
| III 184010 | 4 | 21 | 69 | 65 | 67 | III 184010 X2 | 31 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X3 | 35 | 79 | 80 | 80 | III 184010 X4 | 52 | 80 | 82 | 81 | III 184010 X5 | 48 | 80 | 81 | 81 | III 184010 X6 | 52 | 80 | 82 | 81 |
| III 184010 | 5 | 21 | 75 | 70 | 73 | III 184010 X2 | 20 | 78 | 79 | 79 | III 184010 X3 | 30 | 76 | 78 | 77 | III 184010 X4 | 55 | 82 | 84 | 83 | III 184010 X5 | 40 | 81 | 84 | 83 | III 184010 X6 | 41 | 81 | 84 | 83 |
| III 184010 | 6 | 24 | 72 | 69 | 71 | III 184010 X2 | 23 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X3 | 30 | 79 | 78 | 79 | III 184010 X4 | 44 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X5 | 59 | 82 | 83 | 83 | III 184010 X6 | 62 | 82 | 82 | 82 |
| III 184010 | 7 | 40 | 74 | 76 | 75 | III 184010 X2 | 59 | 78 | 76 | 77 | III 184010 X3 | 55 | 80 | 81 | 81 | III 184010 X4 | 66 | 82 | 81 | 82 | III 184010 X5 | 60 | 79 | 81 | 80 | III 184010 X6 | 69 | 81 | 81 | 81 |
| III 184010 | 8 | 35 | 80 | 81 | 81 | III 184010 X2 | 58 | 77 | 80 | 79 | III 184010 X3 | 50 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X4 | 41 | 77 | 77 | 77 | III 184010 X5 | 24 | 81 | 80 | 81 | III 184010 X6 | 39 | 83 | 81 | 82 |
| III 184010 | 9 | 42 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X2 | 51 | 85 | 84 | 85 | III 184010 X3 | 84 | 82 | 83 | 83 | III 184010 X4 | 72 | 78 | 75 | 77 | III 184010 X5 | 29 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X6 | 32 | 81 | 78 | 80 |
| III 184010 | 10 | 36 | 78 | 77 | 78 | III 184010 X2 | 33 | 80 | 79 | 80 | III 184010 X3 | 41 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X4 | 38 | 82 | 81 | 82 | III 184010 X5 | 47 | 81 | 79 | 80 | III 184010 X6 | 51 | 82 | 81 | 82 |
| III 184010 | 11 | 42 | 74 | 74 | 74 | III 184010 X2 | 38 | 79 | 82 | 81 | III 184010 X3 | 30 | 81 | 80 | 81 | III 184010 X4 | 37 | 84 | 82 | 83 | III 184010 X5 | 43 | 83 | 80 | 82 | III 184010 X6 | 49 | 81 | 78 | 80 |
| III 184010 | 12 | 69 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X2 | 59 | 84 | 85 | 85 | III 184010 X3 | 84 | 84 | 83 | 84 | III 184010 X4 | 49 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X5 | 19 | 78 | 75 | 77 | III 184010 X6 | 37 | 83 | 78 | 81 |
| III 184010 | 13 | 38 | 75 | 66 | 71 | III 184010 X2 | 31 | 79 | 81 | 80 | III 184010 X3 | 49 | 81 | 82 | 82 | III 184010 X4 | 60 | 81 | 83 | 82 | III 184010 X5 | 44 | 79 | 78 | 79 | III 184010 X6 | 61 | 81 | 82 | 82 |
| III 184010 | 14 | 38 | 74 | 76 | 75 | III 184010 X2 | 45 | 76 | 78 | 77 | III 184010 X3 | 46 | 82 | 85 | 84 | III 184010 X4 | 45 | 78 | 80 | 79 | III 184010 X5 | 56 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X6 | 37 | 81 | 80 | 81 |
| III 184010 | 15 | 29 | 73 | 74 | 74 | III 184010 X2 | 19 | 74 | 76 | 75 | III 184010 X3 | 30 | 81 | 84 | 83 | III 184010 X4 | 27 | 80 | 81 | 81 | III 184010 X5 | 61 | 82 | 84 | 83 | III 184010 X6 | 63 | 84 | 83 | 84 |
| III 184010 | 16 | 41 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X2 | 38 | 79 | 78 | 79 | III 184010 X3 | 37 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X4 | 28 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X5 | 38 | 77 | 78 | 78 | III 184010 X6 | 32 | 81 | 79 | 80 |
| III 184010 | 17 | 34 | 74 | 74 | 74 | III 184010 X2 | 34 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X3 | 26 | 83 | 81 | 82 | III 184010 X4 | 28 | 82 | 79 | 81 | III 184010 X5 | 30 | 80 | 76 | 78 | III 184010 X6 | 24 | 80 | 79 | 80 |
| III 184010 | 18 | 28 | 82 | 77 | 80 | III 184010 X2 | 63 | 84 | 84 | 84 | III 184010 X3 | 22 | 80 | 79 | 80 | III 184010 X4 | 39 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X5 | 26 | 83 | 79 | 81 | III 184010 X6 | 29 | 82 | 79 | 81 |
| III 184010 | 19 | 33 | 75 | 76 | 76 | III 184010 X2 | 60 | 80 | 79 | 80 | III 184010 X3 | 69 | 78 | 79 | 79 | III 184010 X4 | 83 | 78 | 78 | 78 | III 184010 X5 | 71 | 79 | 81 | 80 | III 184010 X6 | 69 | 83 | 83 | 83 |
| III 184010 | 20 | 40 | 77 | 82 | 80 | III 184010 X2 | 46 | 81 | 84 | 83 | III 184010 X3 | 68 | 82 | 85 | 84 | III 184010 X4 | 43 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X5 | 38 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X6 | 43 | 81 | 80 | 81 |
| III 184010 | 21 | 26 | 70 | 76 | 73 | III 184010 X2 | 7 | 79 | 82 | 81 | III 184010 X3 | 52 | 82 | 85 | 84 | III 184010 X4 | 56 | 81 | 83 | 82 | III 184010 X5 | 25 | 76 | 78 | 77 | III 184010 X6 | 41 | 81 | 82 | 82 |
| III 184010 | 22 | 40 | 70 | 64 | 67 | III 184010 X2 | 56 | 76 | 80 | 78 | III 184010 X3 | 74 | 76 | 77 | 77 | III 184010 X4 | 58 | 80 | 79 | 80 | III 184010 X5 | 55 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X6 | 66 | 80 | 78 | 79 |
| III 184010 | 23 | 62 | 82 | 81 | 82 | III 184010 X2 | 57 | 81 | 82 | 82 | III 184010 X3 | 50 | 84 | 66 | 75 | III 184010 X4 | 60 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X5 | 63 | 83 | 78 | 81 | III 184010 X6 | 44 | 81 | 80 | 81 |
| III 184010 | 24 | 52 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X2 | 61 | 85 | 84 | 85 | III 184010 X3 | 53 | 83 | 81 | 82 | III 184010 X4 | 45 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X5 | 23 | 76 | 82 | 79 | III 184010 X6 | 35 | 83 | 82 | 83 |
| III 184010 | 25 | 40 | 67 | 76 | 72 | III 184010 X2 | 62 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X3 | 63 | 76 | 77 | 77 | III 184010 X4 | 56 | 79 | 82 | 81 | III 184010 X5 | 54 | 81 | 79 | 80 | III 184010 X6 | 70 | 81 | 81 | 81 |
| III 184010 | 26 | 44 | 76 | 78 | 77 | III 184010 X2 | 44 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X3 | 63 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X4 | 60 | 83 | 66 | 75 | III 184010 X5 | 44 | 82 | 76 | 79 | III 184010 X6 | 53 | 80 | 79 | 80 |
| III 184010 | 27 | 77 | 77 | 77 | 77 | III 184010 X2 | 87 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X3 | 36 | 82 | 81 | 82 | III 184010 X4 | 40 | 82 | 80 | 81 | III 184010 X5 | 30 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X6 | 20 | 77 | 75 | 76 |
| III 184010 | 28 | 61 | 73 | 73 | 73 | III 184010 X2 | 53 | 79 | 76 | 78 | III 184010 X3 | 60 | 81 | 82 | 82 | III 184010 X4 | 72 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X5 | 70 | 74 | 79 | 77 | III 184010 X6 | 82 | 83 | 83 | 83 |
| III 184010 | 29 | 42 | 76 | 77 | 77 | III 184010 X2 | 33 | 80 | 67 | 74 | III 184010 X3 | 45 | 81 | 67 | 74 | III 184010 X4 | 60 | 81 | 78 | 80 | III 184010 X5 | 52 | 77 | 67 | 72 | III 184010 X6 | 60 | 75 | 77 | 76 |
| III 184010 | 30 | 21 | 77 | 78 | 78 | III 184010 X2 | 45 | 81 | 83 | 82 | III 184010 X3 | 45 | 82 | 83 | 83 | III 184010 X4 | 44 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X5 | 38 | 82 | 80 | 81 | III 184010 X6 | 51 | 81 | 79 | 80 |
| III 184010 | 31 | 33 | 70 | 62 | 66 | III 184010 X2 | 43 | 68 | 69 | 69 | III 184010 X3 | 50 | 80 | 81 | 81 | III 184010 X4 | 62 | 80 | 81 | 81 | III 184010 X5 | 64 | 78 | 81 | 80 | III 184010 X6 | 82 | 81 | 82 | 82 |
| III 184010 | 32 | 10 | 66 | 68 | 67 | III 184010 X2 | 27 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X3 | 55 | 74 | 79 | 77 | III 184010 X4 | 58 | 83 | 84 | 84 | III 184010 X5 | 59 | 80 | 83 | 82 | III 184010 X6 | 69 | 84 | 82 | 83 |
| III 184010 | 33 | 13 | 72 | 68 | 70 | III 184010 X2 | 41 | 83 | 82 | 83 | III 184010 X3 | 45 | 82 | 83 | 83 | III 184010 X4 | 72 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X5 | 82 | 79 | 80 | 80 | III 184010 X6 | 79 | 79 | 79 | 79 |
| III 184010 | 34 | 10 | 63 | 61 | 62 | III 184010 X2 | 15 | 74 | 73 | 74 | III 184010 X3 | 38 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X4 | 40 | 78 | 78 | 78 | III 184010 X5 | 33 | 80 | 81 | 81 | III 184010 X6 | 41 | 77 | 78 | 78 |
| III 184010 | 35 | 10 | 63 | 62 | 63 | III 184010 X2 | 16 | 72 | 73 | 73 | III 184010 X3 | 40 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X4 | 24 | 79 | 82 | 81 | III 184010 X5 | 24 | 76 | 73 | 75 | III 184010 X6 | 42 | 79 | 79 | 79 |
| III 184010 | 36 | 10 | 64 | 60 | 62 | III 184010 X2 | 15 | 66 | 69 | 68 | III 184010 X3 | 20 | 76 | 79 | 78 | III 184010 X4 | 20 | 76 | 77 | 77 | III 184010 X5 | 32 | 78 | 82 | 80 | III 184010 X6 | 28 | 79 | 79 | 79 |
| III 184010 | 37 | 8 | 68 | 67 | 68 | III 184010 X2 | 11 | 75 | 73 | 74 | III 184010 X3 | 10 | 73 | 75 | 74 | III 184010 X4 | 12 | 76 | 79 | 78 | III 184010 X5 | 13 | 78 | 74 | 76 | III 184010 X6 | 38 | 76 | 77 | 77 |
| III 184010 | 38 | 28 | 74 | 75 | 75 | III 184010 X2 | 15 | 75 | 77 | 76 | III 184010 X3 | 10 | 55 | 57 | 56 | III 184010 X4 | 13 | 59 | 63 | 61 | III 184010 X5 | 15 | 55 | 49 | 52 | III 184010 X6 | 45 | 77 | 78 | 78 |
| III 184010 | 39 | 43 | 76 | 81 | 79 | III 184010 X2 | 10 | 61 | 64 | 63 | III 184010 X3 | 12 | 52 | 53 | 53 | III 184010 X4 | 48 | 62 | 66 | 64 | III 184010 X5 | 37 | 70 | 67 | 69 | III 184010 X6 | 95 | 62 | 83 | 73 |
| III 184010 | 40 | 45 | 79 | 80 | 80 | III 184010 X2 | 35 | 76 | 69 | 73 | III 184010 X3 | 10 | 69 | 72 | 71 | III 184010 X4 | 24 | 74 | 69 | 72 | III 184010 X5 | 47 | 80 | 76 | 78 | III 184010 X6 | 94 | 84 | 84 | 84 |
| Media | | 34,6 | 73,9 | 73,6 | 73,8 | Media | 38,9 | 77,7 | 77,9 | 77,8 | Media | 43,2 | 78,3 | 78,5 | 78,4 | Media | 47,3 | 79,3 | 79,1 | 79,2 | Media | 42,8 | 78,5 | 78,0 | 78,3 | Media | 51,3 | 80,0 | 80,2 | 80,1 |
| DS | | 16,3 | 5,0 | 6,3 | 5,4 | DS | 18,8 | 4,8 | 5,0 | 4,7 | DS | 18,9 | 6,5 | 6,7 | 6,3 | DS | 16,7 | 4,9 | 4,9 | 4,6 | DS | 16,3 | 4,6 | 6,0 | 5,1 | DS | 18,6 | 3,7 | 2,2 | 2,3 |
| IC | | 5,2 | 1,6 | 2,0 | 1,7 | IC | 5,8 | 1,5 | 1,5 | 1,4 | IC | 5,8 | 2,0 | 2,1 | 1,9 | IC | 5,2 | 1,5 | 1,5 | 1,4 | IC | 5,1 | 1,4 | 1,9 | 1,6 | IC | 5,8 | 1,1 | 0,7 | 0,7 |
| Mediana | | 35,5 | 74 | 76 | 74,25 | Mediana | 38 | 79 | 79 | 78,5 | Mediana | 45 | 80 | 80 | 80,25 | Mediana | 46,5 | 80 | 81 | 80,5 | Mediana | 41,5 | 79 | 79,5 | 80 | Mediana | 47 | 81 | 80 | 80,5 |

Pie de tabla 2.7. 184010 – Implante grupo control; 184010 X2, X3, X4, X5, X6 – Implante grupo estudio Prototipo II, III, IV, V, VI; TI - Torque de inserción, ISQ - Implant stability quotient, DS - Desviación Standard, IC - Intervalo de Confianza

Tabla 2.8. Control VS Prototipo II, III, IV, V, VI – 4.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA sin fresa de perfil

| Tipo hueso / Impl Ref | Nº | T.L. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.L. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.L. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.L. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo hueso / Impl Ref | T.L. | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | | | | | |
|-----------------------|----|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|-----------------------|------|-------|-------|-----------------|---------------|------|------|------|------|
| III 184010 | 1 | 40 | 67 | 67 | 67 | III 184010 X2 | 60 | 80 | 78 | 79 | III 184010 X3 | 64 | 74 | 73 | 74 | III 184010 X4 | 71 | 81 | 80 | 81 | III 184010 X5 | 70 | 82 | 79 | 81 | III 184010 X6 | 62 | 80 | 82 | 81 |
| III 184010 | 2 | 47 | 80 | 81 | 81 | III 184010 X2 | 37 | 77 | 79 | 78 | III 184010 X3 | 20 | 77 | 76 | 77 | III 184010 X4 | 15 | 58 | 58 | 58 | III 184010 X5 | 18 | 69 | 71 | 70 | III 184010 X6 | 36 | 76 | 76 | 76 |
| III 184010 | 3 | 9 | 73 | 76 | 75 | III 184010 X2 | 61 | 80 | 84 | 82 | III 184010 X3 | 49 | 81 | 80 | 81 | III 184010 X4 | 64 | 81 | 80 | 81 | III 184010 X5 | 48 | 82 | 79 | 81 | III 184010 X6 | 47 | 78 | 81 | 80 |
| III 184010 | 4 | 67 | 80 | 82 | 81 | III 184010 X2 | 39 | 79 | 82 | 81 | III 184010 X3 | 44 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X4 | 35 | 76 | 80 | 78 | III 184010 X5 | 28 | 71 | 75 | 73 | III 184010 X6 | 22 | 71 | 72 | 72 |
| III 184010 | 5 | 67 | 77 | 81 | 79 | III 184010 X2 | 87 | 81 | 82 | 82 | III 184010 X3 | 94 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X4 | 63 | 84 | 84 | 84 | III 184010 X5 | 28 | 63 | 64 | 64 | III 184010 X6 | 20 | 73 | 73 | 73 |
| III 184010 | 6 | 94 | 81 | 77 | 79 | III 184010 X2 | 82 | 85 | 83 | 84 | III 184010 X3 | 89 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X4 | 35 | 79 | 76 | 78 | III 184010 X5 | 15 | 73 | 72 | 73 | III 184010 X6 | 15 | 64 | 63 | 64 |
| III 184010 | 7 | 58 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X2 | 43 | 81 | 78 | 80 | III 184010 X3 | 46 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X4 | 46 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X5 | 65 | 78 | 77 | 78 | III 184010 X6 | 32 | 78 | 74 | 76 |
| III 184010 | 8 | 20 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X2 | 20 | 75 | 75 | 75 | III 184010 X3 | 18 | 75 | 76 | 76 | III 184010 X4 | 50 | 79 | 77 | 78 | III 184010 X5 | 32 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X6 | 30 | 75 | 74 | 75 |
| III 184010 | 9 | 25 | 68 | 64 | 66 | III 184010 X2 | 10 | 47 | 47 | 47 | III 184010 X3 | 16 | 55 | 59 | 57 | III 184010 X4 | 15 | 64 | 70 | 67 | III 184010 X5 | 54 | 73 | 69 | 71 | III 184010 X6 | 54 | 81 | 81 | 81 |
| III 184010 | 10 | 27 | 76 | 65 | 71 | III 184010 X2 | 25 | 76 | 66 | 71 | III 184010 X3 | 25 | 67 | 74 | 71 | III 184010 X4 | 40 | 68 | 77 | 73 | III 184010 X5 | 32 | 52 | 53 | 53 | III 184010 X6 | 17 | 68 | 68 | 68 |
| III 184010 | 11 | 15 | 68 | 72 | 70 | III 184010 X2 | 22 | 64 | 75 | 70 | III 184010 X3 | 36 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X4 | 37 | 76 | 77 | 77 | III 184010 X5 | 29 | 74 | 78 | 76 | III 184010 X6 | 25 | 75 | 77 | 76 |
| III 184010 | 12 | 52 | 85 | 85 | 85 | III 184010 X2 | 60 | 75 | 75 | 75 | III 184010 X3 | 80 | 77 | 79 | 78 | III 184010 X4 | 90 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X5 | 78 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X6 | 76 | 80 | 78 | 79 |
| III 184010 | 13 | 51 | 80 | 76 | 78 | III 184010 X2 | 64 | 83 | 79 | 81 | III 184010 X3 | 62 | 81 | 79 | 80 | III 184010 X4 | 75 | 82 | 80 | 81 | III 184010 X5 | 62 | 77 | 80 | 79 | III 184010 X6 | 65 | 78 | 78 | 78 |
| III 184010 | 14 | 60 | 81 | 80 | 81 | III 184010 X2 | 66 | 81 | 83 | 82 | III 184010 X3 | 54 | 72 | 69 | 71 | III 184010 X4 | 49 | 82 | 79 | 81 | III 184010 X5 | 54 | 81 | 78 | 80 | III 184010 X6 | 75 | 84 | 82 | 83 |
| III 184010 | 15 | 92 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X2 | 90 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X3 | 80 | 82 | 81 | 82 | III 184010 X4 | 85 | 80 | 79 | 80 | III 184010 X5 | 75 | 73 | 74 | 74 | III 184010 X6 | 55 | 82 | 82 | 82 |
| III 184010 | 16 | 84 | 83 | 84 | 84 | III 184010 X2 | 75 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X3 | 75 | 74 | 75 | 75 | III 184010 X4 | 94 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X5 | 94 | 70 | 70 | 70 | III 184010 X6 | 94 | 82 | 80 | 81 |
| III 184010 | 17 | 87 | 74 | 76 | 75 | III 184010 X2 | 80 | 76 | 78 | 77 | III 184010 X3 | 79 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X4 | 76 | 78 | 82 | 80 | III 184010 X5 | 69 | 76 | 81 | 79 | III 184010 X6 | 90 | 81 | 81 | 81 |
| III 184010 | 18 | 95 | 81 | 78 | 80 | III 184010 X2 | 60 | 79 | 76 | 78 | III 184010 X3 | 35 | 71 | 72 | 72 | III 184010 X4 | 15 | 56 | 51 | 54 | III 184010 X5 | 20 | 53 | 55 | 54 | III 184010 X6 | 20 | 64 | 53 | 59 |
| III 184010 | 19 | 95 | 74 | 72 | 73 | III 184010 X2 | 94 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X3 | 85 | 75 | 77 | 76 | III 184010 X4 | 94 | 75 | 77 | 76 | III 184010 X5 | 70 | 71 | 71 | 71 | III 184010 X6 | 75 | 73 | 76 | 75 |
| III 184010 | 20 | 70 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X2 | 84 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X3 | 69 | 61 | 64 | 63 | III 184010 X4 | 42 | 75 | 77 | 76 | III 184010 X5 | 30 | 77 | 70 | 74 | III 184010 X6 | 34 | 72 | 76 | 74 |
| III 184010 | 21 | 95 | 81 | 84 | 83 | III 184010 X2 | 68 | 84 | 81 | 83 | III 184010 X3 | 46 | 57 | 57 | 57 | III 184010 X4 | 28 | 62 | 78 | 70 | III 184010 X5 | 35 | 78 | 75 | 77 | III 184010 X6 | 60 | 80 | 78 | 79 |
| III 184010 | 22 | 79 | 80 | 83 | 82 | III 184010 X2 | 28 | 74 | 76 | 75 | III 184010 X3 | 10 | 51 | 52 | 52 | III 184010 X4 | 15 | 63 | 64 | 64 | III 184010 X5 | 22 | 75 | 75 | 75 | III 184010 X6 | 32 | 60 | 63 | 62 |
| III 184010 | 23 | 35 | 67 | 76 | 72 | III 184010 X2 | 49 | 78 | 81 | 80 | III 184010 X3 | 49 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X4 | 53 | 79 | 81 | 80 | III 184010 X5 | 58 | 77 | 80 | 79 | III 184010 X6 | 75 | 81 | 81 | 81 |
| III 184010 | 24 | 74 | 81 | 79 | 80 | III 184010 X2 | 75 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X3 | 70 | 80 | 81 | 81 | III 184010 X4 | 65 | 79 | 83 | 81 | III 184010 X5 | 67 | 79 | 81 | 80 | III 184010 X6 | 54 | 79 | 75 | 77 |
| III 184010 | 25 | 40 | 76 | 80 | 78 | III 184010 X2 | 28 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X3 | 72 | 77 | 81 | 79 | III 184010 X4 | 60 | 81 | 83 | 82 | III 184010 X5 | 71 | 78 | 73 | 76 | III 184010 X6 | 78 | 81 | 80 | 81 |
| III 184010 | 26 | 38 | 75 | 77 | 76 | III 184010 X2 | 37 | 74 | 77 | 76 | III 184010 X3 | 52 | 80 | 83 | 82 | III 184010 X4 | 61 | 81 | 83 | 82 | III 184010 X5 | 63 | 81 | 82 | 82 | III 184010 X6 | 71 | 82 | 82 | 82 |
| III 184010 | 27 | 58 | 78 | 78 | 78 | III 184010 X2 | 32 | 76 | 75 | 76 | III 184010 X3 | 38 | 77 | 76 | 77 | III 184010 X4 | 51 | 76 | 78 | 77 | III 184010 X5 | 30 | 76 | 79 | 78 | III 184010 X6 | 39 | 75 | 76 | 76 |
| III 184010 | 28 | 80 | 78 | 79 | 79 | III 184010 X2 | 60 | 82 | 79 | 81 | III 184010 X3 | 40 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X4 | 48 | 76 | 81 | 79 | III 184010 X5 | 63 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X6 | 90 | 80 | 80 | 80 |
| III 184010 | 29 | 57 | 79 | 81 | 80 | III 184010 X2 | 54 | 82 | 79 | 81 | III 184010 X3 | 30 | 78 | 78 | 78 | III 184010 X4 | 48 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X5 | 48 | 80 | 83 | 82 | III 184010 X6 | 80 | 80 | 83 | 82 |
| III 184010 | 30 | 34 | 75 | 76 | 76 | III 184010 X2 | 20 | 76 | 74 | 75 | III 184010 X3 | 15 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X4 | 31 | 76 | 78 | 77 | III 184010 X5 | 53 | 81 | 78 | 80 | III 184010 X6 | 64 | 81 | 83 | 82 |
| III 184010 | 31 | 13 | 59 | 59 | 59 | III 184010 X2 | 13 | 61 | 61 | 61 | III 184010 X3 | 19 | 70 | 70 | 70 | III 184010 X4 | 26 | 75 | 78 | 77 | III 184010 X5 | 49 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X6 | 75 | 79 | 82 | 81 |
| III 184010 | 32 | 5 | 40 | 30 | 35 | III 184010 X2 | 7 | 63 | 63 | 63 | III 184010 X3 | 13 | 61 | 69 | 65 | III 184010 X4 | 30 | 74 | 75 | 75 | III 184010 X5 | 70 | 71 | 80 | 76 | III 184010 X6 | 87 | 76 | 78 | 77 |
| III 184010 | 33 | 22 | 74 | 74 | 74 | III 184010 X2 | 27 | 72 | 72 | 72 | III 184010 X3 | 18 | 64 | 64 | 64 | III 184010 X4 | 18 | 66 | 70 | 68 | III 184010 X5 | 25 | 69 | 68 | 69 | III 184010 X6 | 32 | 70 | 66 | 68 |
| III 184010 | 34 | 23 | 68 | 64 | 66 | III 184010 X2 | 15 | 61 | 61 | 61 | III 184010 X3 | 25 | 74 | 74 | 74 | III 184010 X4 | 30 | 71 | 71 | 71 | III 184010 X5 | 24 | 71 | 67 | 69 | III 184010 X6 | 30 | 67 | 68 | 68 |
| III 184010 | 35 | 60 | 77 | 76 | 77 | III 184010 X2 | 95 | 81 | 82 | 82 | III 184010 X3 | 80 | 81 | 83 | 82 | III 184010 X4 | 72 | 82 | 83 | 83 | III 184010 X5 | 51 | 80 | 74 | 77 | III 184010 X6 | 46 | 77 | 79 | 78 |
| III 184010 | 36 | 75 | 84 | 85 | 85 | III 184010 X2 | 54 | 78 | 77 | 78 | III 184010 X3 | 34 | 76 | 77 | 77 | III 184010 X4 | 62 | 78 | 82 | 80 | III 184010 X5 | 28 | 72 | 75 | 74 | III 184010 X6 | 28 | 71 | 78 | 75 |
| III 184010 | 37 | 45 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X2 | 60 | 78 | 79 | 79 | III 184010 X3 | 55 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X4 | 92 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X5 | 83 | 79 | 83 | 81 | III 184010 X6 | 90 | 79 | 82 | 81 |
| III 184010 | 38 | 52 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X2 | 19 | 73 | 71 | 72 | III 184010 X3 | 25 | 74 | 72 | 73 | III 184010 X4 | 14 | 69 | 66 | 68 | III 184010 X5 | 36 | 76 | 78 | 77 | III 184010 X6 | 59 | 80 | 83 | 82 |
| III 184010 | 39 | 15 | 66 | 65 | 66 | III 184010 X2 | 22 | 66 | 72 | 69 | III 184010 X3 | 11 | 64 | 68 | 66 | III 184010 X4 | 10 | 66 | 66 | 66 | III 184010 X5 | 12 | 74 | 71 | 73 | III 184010 X6 | 15 | 59 | 64 | 62 |
| III 184010 | 40 | 13 | 66 | 66 | 66 | III 184010 X2 | 18 | 66 | 72 | 69 | III 184010 X3 | 11 | 61 | 66 | 64 | III 184010 X4 | 20 | 69 | 72 | 71 | III 184010 X5 | 15 | 67 | 69 | 68 | III 184010 X6 | 10 | 53 | 58 | 56 |
| Media | | 51,7 | 75,0 | 74,9 | 75,0 | Media | 48,5 | 75,5 | 75,7 | 75,6 | Media | 45,8 | 73,5 | 74,4 | 73,9 | Media | 48,1 | 74,8 | 76,3 | 75,6 | Media | 46,9 | 74,3 | 74,5 | 74,4 | Media | 51,5 | 75,1 | 75,7 | 75,4 |
| DS | | 27,3 | 8,1 | 9,6 | 8,7 | DS | 26,0 | 7,7 | 7,3 | 7,3 | DS | 25,2 | 8,0 | 7,2 | 7,6 | DS | 24,6 | 7,0 | 7,0 | 6,8 | DS | 21,7 | 6,7 | 6,7 | 6,5 | DS | 25,2 | 7,1 | 7,3 | 7,1 |
| IC | | 8,5 | 2,5 | 3,0 | 2,7 | IC | 8,0 | 2,4 | 2,3 | 2,3 | IC | 7,8 | 2,5 | 2,2 | 2,3 | IC | 7,6 | 2,2 | 2,2 | 2,1 | IC | 6,7 | 2,1 | 2,1 | 2,0 | IC | 7,8 | 2,2 | 2,3 | 2,2 |
| Mediana | | 52 | 76 | 76 | 76,25 | Mediana | 51,5 | 77,5 | 77,5 | 77,5 | Mediana | 45 | 76 | 76 | 76,25 | Mediana | 48 | 76 | 78 | 77,75 | Mediana | 48,5 | 76 | 75,5 | 76 | Mediana | 54 | 78 | 78 | 77,5 |

Pie de tabla 2.8. 184010 – Implante grupo control; 184010 X2, X3, X4, X5, X6 – Implante grupo estudio Prototipo II, III, IV, V, VI; TI - Torque de inserción, ISQ - Implant stability quotient, DS - Desviación Standard, IC - Intervalo de Confianza

Estudio III

Tabla 3.1. Control VS Prototipo VII – 3.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 183010 | 1 | 10 | 61 | 61 | 61 | III 183010 X7 | 17 | 76 | 74 | 75 |
| III 183010 | 2 | 10 | 66 | 66 | 66 | III 183010 X7 | 12 | 72 | 71 | 71,5 |
| III 183010 | 3 | 5 | 61 | 60 | 60,5 | III 183010 X7 | 25 | 74 | 71 | 72,5 |
| III 183010 | 4 | 5 | 74 | 74 | 74 | III 183010 X7 | 16 | 75 | 66 | 70,5 |
| III 183010 | 5 | 8 | 61 | 58 | 59,5 | III 183010 X7 | 12 | 71 | 68 | 69,5 |
| III 183010 | 6 | 10 | 71 | 68 | 69,5 | III 183010 X7 | 18 | 74 | 72 | 73 |
| III 183010 | 7 | 5 | 68 | 68 | 68 | III 183010 X7 | 28 | 76 | 74 | 75 |
| III 183010 | 8 | 15 | 70 | 69 | 69,5 | III 183010 X7 | 30 | 76 | 73 | 74,5 |
| III 183010 | 9 | 5 | 63 | 61 | 62 | III 183010 X7 | 7 | 60 | 63 | 61,5 |
| III 183010 | 10 | 3 | 71 | 69 | 70 | III 183010 X7 | 10 | 72 | 70 | 71 |
| III 183010 | 11 | 10 | 68 | 68 | 68 | III 183010 X7 | 20 | 73 | 70 | 71,5 |
| III 183010 | 12 | 10 | 71 | 73 | 72 | III 183010 X7 | 30 | 76 | 74 | 75 |
| III 183010 | 13 | 3 | 58 | 61 | 59,5 | III 183010 X7 | 15 | 65 | 64 | 64,5 |
| III 183010 | 14 | 3 | 64 | 61 | 62,5 | III 183010 X7 | 19 | 74 | 75 | 74,5 |
| III 183010 | 15 | 10 | 62 | 61 | 61,5 | III 183010 X7 | 15 | 76 | 72 | 74 |
| III 183010 | 16 | 11 | 74 | 73 | 73,5 | III 183010 X7 | 30 | 77 | 76 | 76,5 |
| III 183010 | 17 | 2 | 57 | 58 | 57,5 | III 183010 X7 | 13 | 64 | 66 | 65 |
| III 183010 | 18 | 8 | 51 | 55 | 53 | III 183010 X7 | 18 | 69 | 73 | 71 |
| III 183010 | 19 | 8 | 66 | 65 | 65,5 | III 183010 X7 | 29 | 76 | 76 | 76 |
| III 183010 | 20 | 16 | 70 | 70 | 70 | III 183010 X7 | 20 | 76 | 74 | 75 |
| III 183010 | 21 | 5 | 73 | 73 | 73 | III 183010 X7 | 25 | 76 | 76 | 76 |
| III 183010 | 22 | 3 | 65 | 62 | 63,5 | III 183010 X7 | 21 | 72 | 69 | 70,5 |
| III 183010 | 23 | 14 | 73 | 72 | 72,5 | III 183010 X7 | 30 | 75 | 76 | 75,5 |
| III 183010 | 24 | 24 | 71 | 69 | 70 | III 183010 X7 | 54 | 75 | 77 | 76 |
| III 183010 | 25 | 30 | 79 | 78 | 78,5 | III 183010 X7 | 67 | 78 | 80 | 79 |
| III 183010 | 26 | 2 | 49 | 47 | 48 | III 183010 X7 | 11 | 72 | 78 | 75 |
| III 183010 | 27 | 4 | 63 | 61 | 62 | III 183010 X7 | 12 | 65 | 62 | 63,5 |
| III 183010 | 28 | 10 | 48 | 45 | 46,5 | III 183010 X7 | 56 | 76 | 74 | 75 |
| III 183010 | 29 | 27 | 72 | 72 | 72 | III 183010 X7 | 50 | 78 | 78 | 78 |
| III 183010 | 30 | 3 | 45 | 36 | 40,5 | III 183010 X7 | 12 | 66 | 53 | 59,5 |
| III 183010 | 31 | 3 | 61 | 61 | 61 | III 183010 X7 | 11 | 62 | 62 | 62 |
| III 183010 | 32 | 6 | 61 | 65 | 63 | III 183010 X7 | 12 | 63 | 64 | 63,5 |
| III 183010 | 33 | 10 | 69 | 69 | 69 | III 183010 X7 | 44 | 78 | 79 | 78,5 |
| III 183010 | 34 | 10 | 61 | 64 | 62,5 | III 183010 X7 | 53 | 77 | 80 | 78,5 |
| III 183010 | 35 | 5 | 71 | 70 | 70,5 | III 183010 X7 | 24 | 75 | 74 | 74,5 |
| III 183010 | 36 | 12 | 65 | 65 | 65 | III 183010 X7 | 24 | 76 | 76 | 76 |
| III 183010 | 37 | 18 | 70 | 73 | 71,5 | III 183010 X7 | 40 | 77 | 77 | 77 |
| III 183010 | 38 | 57 | 68 | 65 | 66,5 | III 183010 X7 | 24 | 78 | 81 | 79,5 |
| III 183010 | 39 | 10 | 60 | 63 | 61,5 | III 183010 X7 | 18 | 73 | 73 | 73 |
| III 183010 | 40 | 10 | 63 | 64 | 63,5 | III 183010 X7 | 45 | 76 | 77 | 76,5 |
| Media | | 10,5 | 64,9 | 64,3 | 64,6 | Media | 25,4 | 73,0 | 72,2 | 72,6 |
| DS | | 9,8 | 7,5 | 8,1 | 7,7 | DS | 14,7 | 4,8 | 5,9 | 5,2 |
| IC | | 3,0 | 2,3 | 2,5 | 2,4 | IC | 4,5 | 1,5 | 1,8 | 1,6 |
| Mediana | | 10 | 65,5 | 65 | 65,25 | Mediana | 20,5 | 75 | 74 | 74,5 |

Pie de tabla 3.1. 183010 – Implante grupo control; 183010 X7 – Implante grupo estudio Prototipo VII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.2. Control VS Prototipo VII – 3.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 183010 | 1 | 22 | 76 | 76 | 76 | III 183010 X7 | 18 | 77 | 78 | 77,5 |
| III 183010 | 2 | 15 | 75 | 76 | 75,5 | III 183010 X7 | 29 | 79 | 79 | 79 |
| III 183010 | 3 | 20 | 78 | 80 | 79 | III 183010 X7 | 27 | 78 | 81 | 79,5 |
| III 183010 | 4 | 20 | 77 | 79 | 78 | III 183010 X7 | 32 | 79 | 81 | 80 |
| III 183010 | 5 | 17 | 80 | 81 | 80,5 | III 183010 X7 | 28 | 80 | 80 | 80 |
| III 183010 | 6 | 14 | 78 | 79 | 78,5 | III 183010 X7 | 26 | 79 | 79 | 79 |
| III 183010 | 7 | 11 | 78 | 79 | 78,5 | III 183010 X7 | 20 | 77 | 79 | 78 |
| III 183010 | 8 | 18 | 74 | 76 | 75 | III 183010 X7 | 30 | 79 | 80 | 79,5 |
| III 183010 | 9 | 30 | 80 | 79 | 79,5 | III 183010 X7 | 32 | 79 | 79 | 79 |
| III 183010 | 10 | 11 | 76 | 77 | 76,5 | III 183010 X7 | 18 | 78 | 80 | 79 |
| III 183010 | 11 | 15 | 74 | 74 | 74 | III 183010 X7 | 15 | 76 | 77 | 76,5 |
| III 183010 | 12 | 10 | 72 | 74 | 73 | III 183010 X7 | 13 | 76 | 78 | 77 |
| III 183010 | 13 | 10 | 77 | 77 | 77 | III 183010 X7 | 18 | 78 | 77 | 77,5 |
| III 183010 | 14 | 8 | 70 | 70 | 70 | III 183010 X7 | 14 | 76 | 76 | 76 |
| III 183010 | 15 | 6 | 69 | 67 | 68 | III 183010 X7 | 9 | 69 | 67 | 68 |
| III 183010 | 16 | 10 | 63 | 67 | 65 | III 183010 X7 | 9 | 71 | 75 | 73 |
| III 183010 | 17 | 10 | 74 | 73 | 73,5 | III 183010 X7 | 18 | 65 | 70 | 67,5 |
| III 183010 | 18 | 5 | 70 | 70 | 70 | III 183010 X7 | 17 | 77 | 75 | 76 |
| III 183010 | 19 | 10 | 69 | 72 | 70,5 | III 183010 X7 | 5 | 72 | 69 | 70,5 |
| III 183010 | 20 | 5 | 65 | 65 | 65 | III 183010 X7 | 5 | 67 | 64 | 65,5 |
| III 183010 | 21 | 47 | 79 | 79 | 79 | III 183010 X7 | 59 | 83 | 82 | 82,5 |
| III 183010 | 22 | 5 | 74 | 68 | 71 | III 183010 X7 | 59 | 83 | 81 | 82 |
| III 183010 | 23 | 31 | 79 | 77 | 78 | III 183010 X7 | 82 | 81 | 81 | 81 |
| III 183010 | 24 | 51 | 82 | 82 | 82 | III 183010 X7 | 35 | 79 | 79 | 79 |
| III 183010 | 25 | 40 | 76 | 76 | 76 | III 183010 X7 | 50 | 80 | 79 | 79,5 |
| III 183010 | 26 | 8 | 70 | 74 | 72 | III 183010 X7 | 65 | 80 | 79 | 79,5 |
| III 183010 | 27 | 33 | 75 | 76 | 75,5 | III 183010 X7 | 36 | 78 | 76 | 77 |
| III 183010 | 28 | 18 | 77 | 76 | 76,5 | III 183010 X7 | 24 | 79 | 77 | 78 |
| III 183010 | 29 | 15 | 69 | 73 | 71 | III 183010 X7 | 50 | 77 | 79 | 78 |
| III 183010 | 30 | 38 | 80 | 80 | 80 | III 183010 X7 | 43 | 78 | 76 | 77 |
| III 183010 | 31 | 28 | 74 | 76 | 75 | III 183010 X7 | 35 | 79 | 77 | 78 |
| III 183010 | 32 | 19 | 76 | 78 | 77 | III 183010 X7 | 30 | 78 | 80 | 79 |
| III 183010 | 33 | 31 | 76 | 77 | 76,5 | III 183010 X7 | 38 | 81 | 80 | 80,5 |
| III 183010 | 34 | 34 | 77 | 78 | 77,5 | III 183010 X7 | 29 | 75 | 77 | 76 |
| III 183010 | 35 | 27 | 76 | 76 | 76 | III 183010 X7 | 35 | 75 | 76 | 75,5 |
| III 183010 | 36 | 25 | 67 | 72 | 69,5 | III 183010 X7 | 26 | 76 | 77 | 76,5 |
| III 183010 | 37 | 5 | 75 | 73 | 74 | III 183010 X7 | 15 | 75 | 77 | 76 |
| III 183010 | 38 | 24 | 80 | 79 | 79,5 | III 183010 X7 | 54 | 79 | 81 | 80 |
| III 183010 | 39 | 30 | 79 | 78 | 78,5 | III 183010 X7 | 55 | 83 | 83 | 83 |
| III 183010 | 40 | 30 | 85 | 84 | 84,5 | III 183010 X7 | 59 | 83 | 82 | 82,5 |
| Media | | 20,2 | 75,0 | 75,6 | 75,3 | Media | 31,6 | 77,4 | 77,6 | 77,5 |
| DS | | 11,9 | 4,6 | 4,2 | 4,3 | DS | 17,9 | 4,0 | 4,0 | 3,8 |
| IC | | 3,7 | 1,4 | 1,3 | 1,3 | IC | 5,5 | 1,2 | 1,2 | 1,2 |
| Mediana | | 18 | 76 | 76 | 76 | Mediana | 29 | 78 | 79 | 78 |

Pie de tabla 3.2. 183010 – Implante grupo control; 183010 X7 – Implante grupo estudio Prototipo VII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.3. Control VS Prototipo VII – 3.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 183010 | 1 | 2 | 56 | 49 | 52,5 | III 183010 X7 | 8 | 59 | 54 | 56,5 |
| III 183010 | 2 | 9 | 54 | 54 | 54 | III 183010 X7 | 12 | 66 | 66 | 66 |
| III 183010 | 3 | 10 | 38 | 40 | 39 | III 183010 X7 | 12 | 70 | 66 | 68 |
| III 183010 | 4 | 16 | 58 | 61 | 59,5 | III 183010 X7 | 49 | 76 | 77 | 76,5 |
| III 183010 | 5 | 36 | 71 | 68 | 69,5 | III 183010 X7 | 58 | 76 | 78 | 77 |
| III 183010 | 6 | 6 | 60 | 56 | 58 | III 183010 X7 | 5 | 65 | 60 | 62,5 |
| III 183010 | 7 | 5 | 51 | 56 | 53,5 | III 183010 X7 | 5 | 60 | 63 | 61,5 |
| III 183010 | 8 | 5 | 59 | 61 | 60 | III 183010 X7 | 13 | 68 | 68 | 68 |
| III 183010 | 9 | 11 | 67 | 66 | 66,5 | III 183010 X7 | 30 | 75 | 77 | 76 |
| III 183010 | 10 | 32 | 75 | 74 | 74,5 | III 183010 X7 | 39 | 78 | 77 | 77,5 |
| III 183010 | 11 | 6 | 56 | 61 | 58,5 | III 183010 X7 | 7 | 63 | 59 | 61 |
| III 183010 | 12 | 4 | 57 | 61 | 59 | III 183010 X7 | 8 | 62 | 67 | 64,5 |
| III 183010 | 13 | 4 | 58 | 61 | 59,5 | III 183010 X7 | 12 | 67 | 68 | 67,5 |
| III 183010 | 14 | 10 | 65 | 66 | 65,5 | III 183010 X7 | 27 | 74 | 76 | 75 |
| III 183010 | 15 | 28 | 77 | 76 | 76,5 | III 183010 X7 | 52 | 78 | 76 | 77 |
| III 183010 | 16 | 5 | 54 | 61 | 57,5 | III 183010 X7 | 7 | 59 | 64 | 61,5 |
| III 183010 | 17 | 4 | 59 | 55 | 57 | III 183010 X7 | 7 | 62 | 66 | 64 |
| III 183010 | 18 | 7 | 66 | 63 | 64,5 | III 183010 X7 | 8 | 61 | 65 | 63 |
| III 183010 | 19 | 10 | 67 | 66 | 66,5 | III 183010 X7 | 23 | 74 | 76 | 75 |
| III 183010 | 20 | 24 | 73 | 76 | 74,5 | III 183010 X7 | 50 | 76 | 78 | 77 |
| III 183010 | 21 | 47 | 75 | 75 | 75 | III 183010 X7 | 66 | 81 | 81 | 81 |
| III 183010 | 22 | 32 | 76 | 79 | 77,5 | III 183010 X7 | 52 | 80 | 80 | 80 |
| III 183010 | 23 | 16 | 76 | 79 | 77,5 | III 183010 X7 | 54 | 79 | 83 | 81 |
| III 183010 | 24 | 33 | 79 | 83 | 81 | III 183010 X7 | 52 | 81 | 83 | 82 |
| III 183010 | 25 | 44 | 81 | 84 | 82,5 | III 183010 X7 | 42 | 80 | 82 | 81 |
| III 183010 | 26 | 30 | 70 | 70 | 70 | III 183010 X7 | 52 | 81 | 78 | 79,5 |
| III 183010 | 27 | 30 | 77 | 77 | 77 | III 183010 X7 | 58 | 81 | 80 | 80,5 |
| III 183010 | 28 | 28 | 76 | 78 | 77 | III 183010 X7 | 42 | 76 | 78 | 77 |
| III 183010 | 29 | 22 | 78 | 79 | 78,5 | III 183010 X7 | 35 | 79 | 78 | 78,5 |
| III 183010 | 30 | 9 | 76 | 76 | 76 | III 183010 X7 | 14 | 74 | 74 | 74 |
| III 183010 | 31 | 50 | 76 | 75 | 75,5 | III 183010 X7 | 41 | 80 | 79 | 79,5 |
| III 183010 | 32 | 8 | 75 | 76 | 75,5 | III 183010 X7 | 25 | 77 | 75 | 76 |
| III 183010 | 33 | 8 | 73 | 73 | 73 | III 183010 X7 | 16 | 75 | 76 | 75,5 |
| III 183010 | 34 | 8 | 72 | 73 | 72,5 | III 183010 X7 | 17 | 74 | 73 | 73,5 |
| III 183010 | 35 | 6 | 73 | 72 | 72,5 | III 183010 X7 | 8 | 65 | 63 | 64 |
| III 183010 | 36 | 31 | 76 | 75 | 75,5 | III 183010 X7 | 20 | 75 | 75 | 75 |
| III 183010 | 37 | 18 | 71 | 70 | 70,5 | III 183010 X7 | 17 | 76 | 75 | 75,5 |
| III 183010 | 38 | 14 | 75 | 73 | 74 | III 183010 X7 | 14 | 75 | 72 | 73,5 |
| III 183010 | 39 | 7 | 73 | 72 | 72,5 | III 183010 X7 | 8 | 68 | 66 | 67 |
| III 183010 | 40 | 5 | 75 | 76 | 75,5 | III 183010 X7 | 5 | 61 | 56 | 58,5 |
| Media | | 17,0 | 68,1 | 68,7 | 68,4 | Media | 26,8 | 72,2 | 72,2 | 72,2 |
| DS | | 13,3 | 9,7 | 9,7 | 9,6 | DS | 19,1 | 7,1 | 7,6 | 7,3 |
| IC | | 4,1 | 3,0 | 3,0 | 3,0 | IC | 5,9 | 2,2 | 2,4 | 2,2 |
| Mediana | | 10 | 72,5 | 72 | 72,5 | Mediana | 18,5 | 75 | 75 | 75 |

Pie de tabla 3.3. 183010 – Implante grupo control; 183010 X7 – Implante grupo estudio Prototipo VII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.4. Control VS Prototipo VII – 3.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 183010 | 1 | 59 | 79 | 81 | 80 | III 183010 X7 | 81 | 78 | 81 | 79,5 |
| III 183010 | 2 | 50 | 80 | 81 | 80,5 | III 183010 X7 | 74 | 79 | 80 | 79,5 |
| III 183010 | 3 | 21 | 76 | 76 | 76 | III 183010 X7 | 55 | 78 | 79 | 78,5 |
| III 183010 | 4 | 17 | 76 | 76 | 76 | III 183010 X7 | 29 | 76 | 76 | 76 |
| III 183010 | 5 | 17 | 76 | 74 | 75 | III 183010 X7 | 28 | 75 | 75 | 75 |
| III 183010 | 6 | 57 | 70 | 74 | 72 | III 183010 X7 | 82 | 74 | 76 | 75 |
| III 183010 | 7 | 39 | 76 | 77 | 76,5 | III 183010 X7 | 68 | 76 | 77 | 76,5 |
| III 183010 | 8 | 42 | 77 | 78 | 77,5 | III 183010 X7 | 56 | 77 | 79 | 78 |
| III 183010 | 9 | 25 | 77 | 76 | 76,5 | III 183010 X7 | 41 | 79 | 80 | 79,5 |
| III 183010 | 10 | 16 | 76 | 74 | 75 | III 183010 X7 | 24 | 75 | 75 | 75 |
| III 183010 | 11 | 60 | 81 | 81 | 81 | III 183010 X7 | 74 | 81 | 82 | 81,5 |
| III 183010 | 12 | 38 | 79 | 81 | 80 | III 183010 X7 | 47 | 79 | 80 | 79,5 |
| III 183010 | 13 | 29 | 77 | 77 | 77 | III 183010 X7 | 55 | 80 | 81 | 80,5 |
| III 183010 | 14 | 10 | 74 | 74 | 74 | III 183010 X7 | 29 | 77 | 76 | 76,5 |
| III 183010 | 15 | 15 | 74 | 73 | 73,5 | III 183010 X7 | 20 | 74 | 71 | 72,5 |
| III 183010 | 16 | 33 | 73 | 78 | 75,5 | III 183010 X7 | 51 | 79 | 79 | 79 |
| III 183010 | 17 | 29 | 78 | 69 | 73,5 | III 183010 X7 | 51 | 81 | 81 | 81 |
| III 183010 | 18 | 29 | 78 | 77 | 77,5 | III 183010 X7 | 40 | 80 | 80 | 80 |
| III 183010 | 19 | 20 | 68 | 70 | 69 | III 183010 X7 | 33 | 75 | 75 | 75 |
| III 183010 | 20 | 10 | 66 | 61 | 63,5 | III 183010 X7 | 10 | 69 | 66 | 67,5 |
| III 183010 | 21 | 19 | 75 | 72 | 73,5 | III 183010 X7 | 36 | 76 | 77 | 76,5 |
| III 183010 | 22 | 24 | 75 | 76 | 75,5 | III 183010 X7 | 45 | 75 | 79 | 77 |
| III 183010 | 23 | 21 | 76 | 77 | 76,5 | III 183010 X7 | 29 | 74 | 75 | 74,5 |
| III 183010 | 24 | 24 | 76 | 74 | 75 | III 183010 X7 | 43 | 79 | 79 | 79 |
| III 183010 | 25 | 38 | 77 | 76 | 76,5 | III 183010 X7 | 51 | 79 | 79 | 79 |
| III 183010 | 26 | 35 | 67 | 67 | 67 | III 183010 X7 | 26 | 76 | 76 | 76 |
| III 183010 | 27 | 28 | 79 | 77 | 78 | III 183010 X7 | 42 | 80 | 79 | 79,5 |
| III 183010 | 28 | f | f | f | f | III 183010 X7 | 31 | 76 | 76 | 76 |
| III 183010 | 29 | 19 | 77 | 76 | 76,5 | III 183010 X7 | 42 | 78 | 76 | 77 |
| III 183010 | 30 | 32 | 78 | 76 | 77 | III 183010 X7 | 59 | 82 | 79 | 80,5 |
| III 183010 | 31 | 45 | 76 | 79 | 77,5 | III 183010 X7 | 52 | 79 | 79 | 79 |
| III 183010 | 32 | 20 | 77 | 77 | 77 | III 183010 X7 | 52 | 76 | 78 | 77 |
| III 183010 | 33 | 32 | 79 | 82 | 80,5 | III 183010 X7 | 50 | 80 | 81 | 80,5 |
| III 183010 | 34 | 28 | 76 | 79 | 77,5 | III 183010 X7 | 55 | 79 | 82 | 80,5 |
| III 183010 | 35 | 29 | 76 | 79 | 77,5 | III 183010 X7 | 43 | 76 | 81 | 78,5 |
| III 183010 | 36 | 55 | 80 | 82 | 81 | III 183010 X7 | 56 | 78 | 78 | 78 |
| III 183010 | 37 | 30 | 77 | 79 | 78 | III 183010 X7 | 50 | 76 | 76 | 76 |
| III 183010 | 38 | 52 | 81 | 83 | 82 | III 183010 X7 | 56 | 81 | 83 | 82 |
| III 183010 | 39 | 59 | 79 | 83 | 81 | III 183010 X7 | 50 | 77 | 82 | 79,5 |
| III 183010 | 40 | 21 | 74 | 80 | 77 | III 183010 X7 | 45 | 77 | 83 | 80 |
| Media | | 31,5 | 76,1 | 76,5 | 76,3 | Media | 46,5 | 77,4 | 78,2 | 77,8 |
| DS | | 14,1 | 3,4 | 4,4 | 3,9 | DS | 15,9 | 2,5 | 3,3 | 2,7 |
| IC | | 4,4 | 1,1 | 1,4 | 1,2 | IC | 4,9 | 0,8 | 1,0 | 0,9 |
| Mediana | | 29 | 76 | 77 | 76,5 | Mediana | 48,5 | 77,5 | 79 | 78,5 |

Pie de tabla 3.4. 183010 – Implante grupo control; 183010 X7 – Implante grupo estudio Prototipo VII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.5. Control VS Prototipo VII – 3.5 mm – Hueso Tipo II – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| II 183510 | 1 | 90 | 57 | 43 | 50 | II 183510 X7 | 70 | 77 | 77 | 77 |
| II 183510 | 2 | 86 | 71 | 69 | 70 | II 183510 X7 | 91 | 72 | 62 | 67 |
| II 183510 | 3 | 53 | 58 | 58 | 58 | II 183510 X7 | 52 | 78 | 71 | 74,5 |
| II 183510 | 4 | 44 | 83 | 79 | 81 | II 183510 X7 | 94 | 82 | 75 | 78,5 |
| II 183510 | 5 | 94 | 82 | 82 | 82 | II 183510 X7 | 67 | 78 | 78 | 78 |
| II 183510 | 6 | 67 | 69 | 73 | 71 | II 183510 X7 | 51 | 63 | 67 | 65 |
| II 183510 | 7 | 64 | 53 | 64 | 58,5 | II 183510 X7 | 90 | 84 | 81 | 82,5 |
| II 183510 | 8 | 58 | 84 | 83 | 83,5 | II 183510 X7 | 85 | 83 | 82 | 82,5 |
| II 183510 | 9 | 44 | 85 | 84 | 84,5 | II 183510 X7 | 90 | 83 | 85 | 84 |
| II 183510 | 10 | 50 | 85 | 86 | 85,5 | II 183510 X7 | 94 | 74 | 84 | 79 |
| II 183510 | 11 | 19 | 80 | 83 | 81,5 | II 183510 X7 | 74 | 82 | 85 | 83,5 |
| II 183510 | 12 | 46 | 76 | 80 | 78 | II 183510 X7 | 34 | 80 | 83 | 81,5 |
| II 183510 | 13 | 13 | 71 | 74 | 72,5 | II 183510 X7 | 50 | 78 | 78 | 78 |
| II 183510 | 14 | 20 | 57 | 58 | 57,5 | II 183510 X7 | 42 | 76 | 79 | 77,5 |
| II 183510 | 15 | 10 | 69 | 76 | 72,5 | II 183510 X7 | 30 | 74 | 77 | 75,5 |
| II 183510 | 16 | 27 | 83 | 83 | 83 | II 183510 X7 | 19 | 77 | 77 | 77 |
| II 183510 | 17 | 10 | 76 | 76 | 76 | II 183510 X7 | 22 | 77 | 77 | 77 |
| II 183510 | 18 | 10 | 67 | 62 | 64,5 | II 183510 X7 | 20 | 65 | 75 | 70 |
| II 183510 | 19 | 16 | 66 | 76 | 71 | II 183510 X7 | 16 | 62 | 70 | 66 |
| II 183510 | 20 | 36 | 61 | 70 | 65,5 | II 183510 X7 | 51 | 61 | 72 | 66,5 |
| II 183510 | 21 | 26 | 82 | 84 | 83 | II 183510 X7 | 36 | 84 | 85 | 84,5 |
| II 183510 | 22 | 14 | 83 | 83 | 83 | II 183510 X7 | 34 | 84 | 81 | 82,5 |
| II 183510 | 23 | 10 | 80 | 80 | 80 | II 183510 X7 | 30 | 82 | 82 | 82 |
| II 183510 | 24 | 10 | 79 | 79 | 79 | II 183510 X7 | 43 | 76 | 76 | 76 |
| II 183510 | 25 | 9 | 61 | 68 | 64,5 | II 183510 X7 | 27 | 78 | 78 | 78 |
| II 183510 | 26 | 10 | 67 | 60 | 63,5 | II 183510 X7 | 26 | 73 | 65 | 69 |
| II 183510 | 27 | 10 | 72 | 64 | 68 | II 183510 X7 | 16 | 72 | 61 | 66,5 |
| II 183510 | 28 | 13 | 64 | 57 | 60,5 | II 183510 X7 | 20 | 72 | 63 | 67,5 |
| II 183510 | 29 | 15 | 76 | 69 | 72,5 | II 183510 X7 | 48 | 71 | 71 | 71 |
| II 183510 | 30 | 10 | 81 | 81 | 81 | II 183510 X7 | 55 | 84 | 84 | 84 |
| II 183510 | 31 | 10 | 70 | 76 | 73 | II 183510 X7 | 17 | 69 | 75 | 72 |
| II 183510 | 32 | 10 | 72 | 72 | 72 | II 183510 X7 | 19 | 66 | 73 | 69,5 |
| II 183510 | 33 | 15 | 70 | 76 | 73 | II 183510 X7 | 25 | 72 | 77 | 74,5 |
| II 183510 | 34 | 10 | 71 | 77 | 74 | II 183510 X7 | 22 | 69 | 77 | 73 |
| II 183510 | 35 | 10 | 72 | 76 | 74 | II 183510 X7 | 25 | 72 | 76 | 74 |
| II 183510 | 36 | 10 | 72 | 77 | 74,5 | II 183510 X7 | 22 | 71 | 76 | 73,5 |
| II 183510 | 37 | 10 | 71 | 77 | 74 | II 183510 X7 | 25 | 72 | 77 | 74,5 |
| II 183510 | 38 | 10 | 70 | 73 | 71,5 | II 183510 X7 | 20 | 70 | 76 | 73 |
| II 183510 | 39 | 10 | 70 | 77 | 73,5 | II 183510 X7 | 20 | 71 | 77 | 74 |
| II 183510 | 40 | 10 | 70 | 76 | 73 | II 183510 X7 | 15 | 69 | 76 | 72,5 |
| Media | | 27,2 | 72,2 | 73,5 | 72,8 | Media | 42,2 | 74,6 | 76,0 | 75,3 |
| DS | | 24,7 | 8,4 | 9,2 | 8,4 | DS | 25,5 | 6,3 | 6,1 | 5,6 |
| IC | | 7,7 | 2,6 | 2,8 | 2,6 | IC | 7,9 | 2,0 | 1,9 | 1,7 |
| Mediana | | 13,5 | 71 | 76 | 73 | Mediana | 32 | 74 | 77 | 75 |

Pie de tabla 3.5. 183510 – Implante grupo control; 183510 X7 – Implante grupo estudio Prototipo VII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.6. Control VS Prototipo VII – 3.5 mm – Hueso Tipo II – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| II 183510 | 1 | 54 | 82 | 79 | 80,5 | II 183510 X7 | 40 | 82 | 78 | 80 |
| II 183510 | 2 | 29 | 81 | 78 | 79,5 | II 183510 X7 | 30 | 79 | 76 | 77,5 |
| II 183510 | 3 | 20 | 79 | 76 | 77,5 | II 183510 X7 | 24 | 80 | 76 | 78 |
| II 183510 | 4 | 25 | 81 | 76 | 78,5 | II 183510 X7 | 28 | 78 | 75 | 76,5 |
| II 183510 | 5 | 14 | 75 | 79 | 77 | II 183510 X7 | 16 | 46 | 45 | 45,5 |
| II 183510 | 6 | 20 | 73 | 66 | 69,5 | II 183510 X7 | 21 | 73 | 66 | 69,5 |
| II 183510 | 7 | 40 | 83 | 83 | 83 | II 183510 X7 | 48 | 83 | 81 | 82 |
| II 183510 | 8 | 30 | 84 | 82 | 83 | II 183510 X7 | 37 | 82 | 78 | 80 |
| II 183510 | 9 | 22 | 83 | 78 | 80,5 | II 183510 X7 | 31 | 75 | 61 | 68 |
| II 183510 | 10 | 36 | 44 | 49 | 46,5 | II 183510 X7 | 29 | 81 | 78 | 79,5 |
| II 183510 | 11 | 34 | 78 | 71 | 74,5 | II 183510 X7 | 16 | 75 | 89 | 82 |
| II 183510 | 12 | 23 | 78 | 74 | 76 | II 183510 X7 | 25 | 75 | 89 | 82 |
| II 183510 | 13 | 45 | 80 | 83 | 81,5 | II 183510 X7 | 55 | 81 | 81 | 81 |
| II 183510 | 14 | 30 | 84 | 82 | 83 | II 183510 X7 | 41 | 81 | 77 | 79 |
| II 183510 | 15 | 27 | 80 | 76 | 78 | II 183510 X7 | 39 | 80 | 76 | 78 |
| II 183510 | 16 | 47 | 88 | 79 | 83,5 | II 183510 X7 | 39 | 80 | 77 | 78,5 |
| II 183510 | 17 | 33 | 79 | 76 | 77,5 | II 183510 X7 | 20 | 76 | 89 | 82,5 |
| II 183510 | 18 | 17 | 70 | 76 | 73 | II 183510 X7 | 25 | 62 | 66 | 64 |
| II 183510 | 19 | 41 | 78 | 83 | 80,5 | II 183510 X7 | 60 | 61 | 76 | 68,5 |
| II 183510 | 20 | 36 | 67 | 77 | 72 | II 183510 X7 | 46 | 78 | 75 | 76,5 |
| II 183510 | 21 | 33 | 78 | 81 | 79,5 | II 183510 X7 | 36 | 71 | 59 | 65 |
| II 183510 | 22 | 45 | 77 | 80 | 78,5 | II 183510 X7 | 40 | 78 | 75 | 76,5 |
| II 183510 | 23 | 22 | 74 | 78 | 76 | II 183510 X7 | 20 | 72 | 77 | 74,5 |
| II 183510 | 24 | 16 | 74 | 89 | 81,5 | II 183510 X7 | 25 | 65 | 51 | 58 |
| II 183510 | 25 | 40 | 80 | 85 | 82,5 | II 183510 X7 | 55 | 60 | 60 | 60 |
| II 183510 | 26 | 41 | 83 | 81 | 82 | II 183510 X7 | 44 | 81 | 82 | 81,5 |
| II 183510 | 27 | 29 | 80 | 76 | 78 | II 183510 X7 | 36 | 81 | 78 | 79,5 |
| II 183510 | 28 | 42 | 82 | 81 | 81,5 | II 183510 X7 | 39 | 81 | 77 | 79 |
| II 183510 | 29 | 24 | 80 | 76 | 78 | II 183510 X7 | 23 | 75 | 72 | 73,5 |
| II 183510 | 30 | 16 | 74 | 65 | 69,5 | II 183510 X7 | 21 | 57 | 57 | 57 |
| II 183510 | 31 | 35 | 83 | 82 | 82,5 | II 183510 X7 | 49 | 85 | 83 | 84 |
| II 183510 | 32 | 39 | 84 | 83 | 83,5 | II 183510 X7 | 38 | 81 | 80 | 80,5 |
| II 183510 | 33 | 30 | 81 | 80 | 80,5 | II 183510 X7 | 36 | 78 | 76 | 77 |
| II 183510 | 34 | 29 | 78 | 77 | 77,5 | II 183510 X7 | 32 | 78 | 76 | 77 |
| II 183510 | 35 | 20 | 77 | 72 | 74,5 | II 183510 X7 | 22 | 76 | 69 | 72,5 |
| II 183510 | 36 | 15 | 76 | 72 | 74 | II 183510 X7 | 37 | 43 | 64 | 53,5 |
| II 183510 | 37 | 40 | 80 | 76 | 78 | II 183510 X7 | 32 | 62 | 62 | 62 |
| II 183510 | 38 | 30 | 80 | 78 | 79 | II 183510 X7 | 32 | 83 | 82 | 82,5 |
| II 183510 | 39 | 20 | 77 | 68 | 72,5 | II 183510 X7 | 27 | 77 | 67 | 72 |
| II 183510 | 40 | 31 | 79 | 77 | 78 | II 183510 X7 | 29 | 77 | 75 | 76 |
| Media | | 30,5 | 78,1 | 77,0 | 77,6 | Media | 33,6 | 74,2 | 73,3 | 73,8 |
| DS | | 9,9 | 6,8 | 6,6 | 6,2 | DS | 10,7 | 9,7 | 9,8 | 9,0 |
| IC | | 3,1 | 2,1 | 2,0 | 1,9 | IC | 3,3 | 3,0 | 3,0 | 2,8 |
| Mediana | | 30 | 79,5 | 78 | 78,25 | Mediana | 32 | 78 | 76 | 77 |

Pie de tabla 3.6. 183510 – Implante grupo control; 183510 X7 – Implante grupo estudio Prototipo VII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.7. Control VS Prototipo VII – 3.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 183510 | 1 | 41 | 69 | 81 | 75 | III 183510 X7 | 70 | 80 | 80 | 80 |
| III 183510 | 2 | 59 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X7 | 66 | 82 | 81 | 81,5 |
| III 183510 | 3 | 59 | 77 | 76 | 76,5 | III 183510 X7 | 65 | 76 | 81 | 78,5 |
| III 183510 | 4 | 39 | 74 | 76 | 75 | III 183510 X7 | 51 | 77 | 80 | 78,5 |
| III 183510 | 5 | 52 | 81 | 84 | 82,5 | III 183510 X7 | 65 | 83 | 84 | 83,5 |
| III 183510 | 6 | 66 | 82 | 83 | 82,5 | III 183510 X7 | 75 | 84 | 83 | 83,5 |
| III 183510 | 7 | 68 | 83 | 82 | 82,5 | III 183510 X7 | 58 | 81 | 81 | 81 |
| III 183510 | 8 | 42 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X7 | 63 | 83 | 84 | 83,5 |
| III 183510 | 9 | 44 | 81 | 81 | 81 | III 183510 X7 | 60 | 82 | 82 | 82 |
| III 183510 | 10 | 36 | 78 | 78 | 78 | III 183510 X7 | 35 | 77 | 80 | 78,5 |
| III 183510 | 11 | 35 | 81 | 83 | 82 | III 183510 X7 | 63 | 84 | 84 | 84 |
| III 183510 | 12 | 29 | 79 | 78 | 78,5 | III 183510 X7 | 40 | 80 | 80 | 80 |
| III 183510 | 13 | 49 | 79 | 76 | 77,5 | III 183510 X7 | 54 | 82 | 82 | 82 |
| III 183510 | 14 | 38 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X7 | 60 | 83 | 83 | 83 |
| III 183510 | 15 | 42 | 68 | 67 | 67,5 | III 183510 X7 | 56 | 81 | 80 | 80,5 |
| III 183510 | 16 | 48 | 64 | 68 | 66 | III 183510 X7 | 39 | 82 | 79 | 80,5 |
| III 183510 | 17 | 26 | 74 | 71 | 72,5 | III 183510 X7 | 34 | 82 | 81 | 81,5 |
| III 183510 | 18 | 28 | 76 | 75 | 75,5 | III 183510 X7 | 28 | 81 | 81 | 81 |
| III 183510 | 19 | 51 | 78 | 76 | 77 | III 183510 X7 | 62 | 81 | 79 | 80 |
| III 183510 | 20 | 40 | 73 | 72 | 72,5 | III 183510 X7 | 90 | 81 | 80 | 80,5 |
| III 183510 | 21 | 13 | 77 | 76 | 76,5 | III 183510 X7 | 62 | 82 | 80 | 81 |
| III 183510 | 22 | 16 | 78 | 76 | 77 | III 183510 X7 | 63 | 81 | 77 | 79 |
| III 183510 | 23 | 21 | 72 | 73 | 72,5 | III 183510 X7 | 74 | 79 | 76 | 77,5 |
| III 183510 | 24 | 26 | 73 | 72 | 72,5 | III 183510 X7 | 64 | 77 | 74 | 75,5 |
| III 183510 | 25 | 18 | 72 | 74 | 73 | III 183510 X7 | 83 | 82 | 81 | 81,5 |
| III 183510 | 26 | 18 | 73 | 75 | 74 | III 183510 X7 | 83 | 82 | 80 | 81 |
| III 183510 | 27 | 22 | 75 | 72 | 73,5 | III 183510 X7 | 82 | 83 | 82 | 82,5 |
| III 183510 | 28 | 10 | 75 | 74 | 74,5 | III 183510 X7 | 78 | 82 | 84 | 83 |
| III 183510 | 29 | 33 | 77 | 76 | 76,5 | III 183510 X7 | 83 | 84 | 84 | 84 |
| III 183510 | 30 | 26 | 75 | 73 | 74 | III 183510 X7 | 71 | 82 | 83 | 82,5 |
| III 183510 | 31 | 40 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X7 | 61 | 82 | 82 | 82 |
| III 183510 | 32 | 33 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X7 | 53 | 80 | 79 | 79,5 |
| III 183510 | 33 | 42 | 74 | 75 | 74,5 | III 183510 X7 | 63 | 81 | 81 | 81 |
| III 183510 | 34 | 52 | 77 | 79 | 78 | III 183510 X7 | 37 | 75 | 75 | 75 |
| III 183510 | 35 | 38 | 76 | 79 | 77,5 | III 183510 X7 | 29 | 72 | 75 | 73,5 |
| III 183510 | 36 | 28 | 74 | 77 | 75,5 | III 183510 X7 | 21 | 73 | 76 | 74,5 |
| III 183510 | 37 | 20 | 72 | 77 | 74,5 | III 183510 X7 | 12 | 63 | 69 | 66 |
| III 183510 | 38 | 12 | 57 | 68 | 62,5 | III 183510 X7 | 5 | 49 | 61 | 55 |
| III 183510 | 39 | 12 | 61 | 61 | 61 | III 183510 X7 | 5 | 55 | 55 | 55 |
| III 183510 | 40 | 10 | 54 | 64 | 59 | III 183510 X7 | 5 | 47 | 61 | 54 |
| Media | | 34,6 | 74,4 | 75,4 | 74,9 | Media | 54,2 | 77,8 | 78,5 | 78,2 |
| DS | | 15,4 | 6,2 | 4,9 | 5,3 | DS | 22,6 | 8,8 | 6,4 | 7,5 |
| IC | | 4,8 | 1,9 | 1,5 | 1,7 | IC | 7,0 | 2,7 | 2,0 | 2,3 |
| Mediana | | 35,5 | 76 | 76 | 75,75 | Mediana | 61,5 | 81 | 80 | 80,75 |

Pie de tabla 3.7. 183510 – Implante grupo control; 183510 X7 – Implante grupo estudio Prototipo VII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.8. Control VS Prototipo VII – 3.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 183510 | 1 | 39 | 67 | 72 | 69,5 | III 183510 X7 | 48 | 79 | 76 | 77,5 |
| III 183510 | 2 | 41 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X7 | 50 | 76 | 76 | 76 |
| III 183510 | 3 | 48 | 81 | 80 | 80,5 | III 183510 X7 | 51 | 78 | 78 | 78 |
| III 183510 | 4 | 50 | 82 | 78 | 80 | III 183510 X7 | 53 | 80 | 79 | 79,5 |
| III 183510 | 5 | 53 | 78 | 81 | 79,5 | III 183510 X7 | 54 | 79 | 77 | 78 |
| III 183510 | 6 | 50 | 80 | 82 | 81 | III 183510 X7 | 50 | 80 | 80 | 80 |
| III 183510 | 7 | 44 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X7 | 49 | 75 | 75 | 75 |
| III 183510 | 8 | 28 | 77 | 80 | 78,5 | III 183510 X7 | 32 | 73 | 74 | 73,5 |
| III 183510 | 9 | 46 | 81 | 80 | 80,5 | III 183510 X7 | 53 | 77 | 78 | 77,5 |
| III 183510 | 10 | 50 | 82 | 82 | 82 | III 183510 X7 | 54 | 80 | 80 | 80 |
| III 183510 | 11 | 46 | 78 | 80 | 79 | III 183510 X7 | 49 | 81 | 80 | 80,5 |
| III 183510 | 12 | 43 | 70 | 56 | 63 | III 183510 X7 | 51 | 78 | 78 | 78 |
| III 183510 | 13 | 27 | 78 | 77 | 77,5 | III 183510 X7 | 45 | 63 | 63 | 63 |
| III 183510 | 14 | 15 | 53 | 53 | 53 | III 183510 X7 | 50 | 80 | 80 | 80 |
| III 183510 | 15 | 30 | 66 | 76 | 71 | III 183510 X7 | 51 | 77 | 75 | 76 |
| III 183510 | 16 | 40 | 81 | 79 | 80 | III 183510 X7 | 64 | 68 | 82 | 75 |
| III 183510 | 17 | 57 | 83 | 81 | 82 | III 183510 X7 | 85 | 83 | 83 | 83 |
| III 183510 | 18 | 63 | 84 | 84 | 84 | III 183510 X7 | 86 | 84 | 82 | 83 |
| III 183510 | 19 | 44 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X7 | 60 | 80 | 83 | 81,5 |
| III 183510 | 20 | 37 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X7 | 34 | 77 | 68 | 72,5 |
| III 183510 | 21 | 28 | 60 | 58 | 59 | III 183510 X7 | 39 | 80 | 77 | 78,5 |
| III 183510 | 22 | 29 | 81 | 79 | 80 | III 183510 X7 | 50 | 77 | 77 | 77 |
| III 183510 | 23 | 45 | 82 | 80 | 81 | III 183510 X7 | 55 | 80 | 81 | 80,5 |
| III 183510 | 24 | 60 | 84 | 85 | 84,5 | III 183510 X7 | 90 | 84 | 86 | 85 |
| III 183510 | 25 | 65 | 85 | 85 | 85 | III 183510 X7 | 50 | 82 | 83 | 82,5 |
| III 183510 | 26 | 25 | 78 | 75 | 77 | III 183510 X7 | 30 | 76 | 78 | 77 |
| III 183510 | 27 | 25 | 80 | 78 | 79 | III 183510 X7 | 60 | 69 | 76 | 72,5 |
| III 183510 | 28 | 45 | 83 | 82 | 82,5 | III 183510 X7 | 90 | 82 | 82 | 82 |
| III 183510 | 29 | 46 | 74 | 74 | 74 | III 183510 X7 | 55 | 82 | 78 | 80 |
| III 183510 | 30 | 47 | 81 | 80 | 80,5 | III 183510 X7 | 75 | 80 | 80 | 80 |
| III 183510 | 31 | 75 | 82 | 81 | 81,5 | III 183510 X7 | 79 | 82 | 79 | 80,5 |
| III 183510 | 32 | 61 | 82 | 81 | 81,5 | III 183510 X7 | 75 | 82 | 82 | 82 |
| III 183510 | 33 | 45 | 82 | 81 | 81,5 | III 183510 X7 | 75 | 82 | 82 | 82 |
| III 183510 | 34 | 45 | 81 | 81 | 81 | III 183510 X7 | 54 | 81 | 82 | 81,5 |
| III 183510 | 35 | 49 | 78 | 76 | 77 | III 183510 X7 | 60 | 83 | 80 | 81,5 |
| III 183510 | 36 | 52 | 83 | 81 | 82 | III 183510 X7 | 72 | 83 | 82 | 82,5 |
| III 183510 | 37 | 46 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X7 | 74 | 81 | 83 | 82 |
| III 183510 | 38 | 57 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X7 | 49 | 81 | 75 | 78 |
| III 183510 | 39 | 36 | 77 | 81 | 79 | III 183510 X7 | 39 | 72 | 77 | 74,5 |
| III 183510 | 40 | 30 | 82 | 83 | 82,5 | III 183510 X7 | 51 | 76 | 81 | 78,5 |
| Media | | 44,1 | 78,4 | 78,1 | 78,2 | Media | 57,3 | 78,6 | 78,7 | 78,6 |
| DS | | 12,4 | 6,5 | 6,9 | 6,5 | DS | 15,2 | 4,4 | 4,1 | 3,9 |
| IC | | 3,8 | 2,0 | 2,2 | 2,0 | IC | 4,7 | 1,4 | 1,3 | 1,2 |
| Mediana | | 45 | 80,5 | 80 | 80,25 | Mediana | 53 | 80 | 79,5 | 79,75 |

Pie de tabla 3.8. 183510 – Implante grupo control; 183510 X7 – Implante grupo estudio Prototipo VII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.9. Control VS Prototipo VII – 3.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 183510 | 1 | 24 | 72 | 67 | 69,5 | III 183510 X7 | 51 | 77 | 75 | 76 |
| III 183510 | 2 | 56 | 77 | 77 | 77 | III 183510 X7 | 93 | 80 | 80 | 80 |
| III 183510 | 3 | 80 | 79 | 77 | 78 | III 183510 X7 | 94 | 81 | 82 | 81,5 |
| III 183510 | 4 | 61 | 81 | 77 | 79 | III 183510 X7 | 65 | 80 | 80 | 80 |
| III 183510 | 5 | 53 | 76 | 77 | 76,5 | III 183510 X7 | 59 | 77 | 77 | 77 |
| III 183510 | 6 | 36 | 74 | 76 | 75 | III 183510 X7 | 33 | 71 | 74 | 72,5 |
| III 183510 | 7 | 56 | 75 | 78 | 76,5 | III 183510 X7 | 71 | 78 | 80 | 79 |
| III 183510 | 8 | 50 | 80 | 79 | 79,5 | III 183510 X7 | 78 | 82 | 82 | 82 |
| III 183510 | 9 | 76 | 81 | 79 | 80 | III 183510 X7 | 94 | 82 | 82 | 82 |
| III 183510 | 10 | 55 | 74 | 77 | 75,5 | III 183510 X7 | 74 | 79 | 79 | 79 |
| III 183510 | 11 | 50 | 78 | 76 | 77 | III 183510 X7 | 68 | 80 | 78 | 79 |
| III 183510 | 12 | 40 | 76 | 77 | 76,5 | III 183510 X7 | 65 | 79 | 81 | 80 |
| III 183510 | 13 | 70 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X7 | 89 | 81 | 80 | 80,5 |
| III 183510 | 14 | 92 | 81 | 81 | 81 | III 183510 X7 | 94 | 80 | 81 | 80,5 |
| III 183510 | 15 | 59 | 75 | 78 | 76,5 | III 183510 X7 | 56 | 79 | 79 | 79 |
| III 183510 | 16 | 91 | 66 | 80 | 73 | III 183510 X7 | 94 | 78 | 82 | 80 |
| III 183510 | 17 | 94 | 82 | 81 | 81,5 | III 183510 X7 | 92 | 83 | 83 | 83 |
| III 183510 | 18 | 68 | 79 | 78 | 78,5 | III 183510 X7 | 80 | 81 | 82 | 81,5 |
| III 183510 | 19 | 89 | 73 | 76 | 74,5 | III 183510 X7 | 94 | 82 | 82 | 82 |
| III 183510 | 20 | 90 | 78 | 80 | 79 | III 183510 X7 | 95 | 81 | 76 | 78,5 |
| III 183510 | 21 | 91 | 82 | 82 | 82 | III 183510 X7 | 95 | 83 | 83 | 83 |
| III 183510 | 22 | 95 | 80 | 82 | 81 | III 183510 X7 | 95 | 81 | 83 | 82 |
| III 183510 | 23 | 71 | 81 | 79 | 80 | III 183510 X7 | 76 | 40 | 30 | 35 |
| III 183510 | 24 | 55 | 78 | 79 | 78,5 | III 183510 X7 | 94 | 79 | 81 | 80 |
| III 183510 | 25 | 51 | 79 | 78 | 78,5 | III 183510 X7 | 82 | 82 | 82 | 82 |
| III 183510 | 26 | 62 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X7 | 78 | 82 | 82 | 82 |
| III 183510 | 27 | 58 | 78 | 77 | 77,5 | III 183510 X7 | 80 | 82 | 81 | 81,5 |
| III 183510 | 28 | 50 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X7 | 56 | 80 | 79 | 79,5 |
| III 183510 | 29 | 50 | 79 | 80 | 79,5 | III 183510 X7 | 66 | 79 | 79 | 79 |
| III 183510 | 30 | 52 | 43 | 41 | 42 | III 183510 X7 | 69 | 81 | 83 | 82 |
| III 183510 | 31 | 40 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X7 | 59 | 79 | 80 | 79,5 |
| III 183510 | 32 | 42 | 77 | 79 | 78 | III 183510 X7 | 60 | 79 | 81 | 80 |
| III 183510 | 33 | 79 | 71 | 72 | 71,5 | III 183510 X7 | 70 | 80 | 79 | 79,5 |
| III 183510 | 34 | 78 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X7 | 81 | 81 | 82 | 81,5 |
| III 183510 | 35 | 70 | 79 | 77 | 78 | III 183510 X7 | 90 | 80 | 79 | 79,5 |
| III 183510 | 36 | 88 | 81 | 78 | 79,5 | III 183510 X7 | 95 | 81 | 81 | 81 |
| III 183510 | 37 | 65 | 59 | 59 | 59 | III 183510 X7 | 84 | 81 | 81 | 81 |
| III 183510 | 38 | 80 | 79 | 80 | 79,5 | III 183510 X7 | 61 | 78 | 82 | 80 |
| III 183510 | 39 | 40 | 77 | 78 | 77,5 | III 183510 X7 | 44 | 79 | 79 | 79 |
| III 183510 | 40 | 40 | 77 | 73 | 75 | III 183510 X7 | 62 | 80 | 80 | 80 |
| Media | | 63,7 | 76,3 | 76,5 | 76,4 | Media | 75,9 | 79,0 | 79,1 | 79,0 |
| DS | | 18,7 | 6,9 | 6,9 | 6,8 | DS | 16,2 | 6,6 | 8,1 | 7,3 |
| IC | | 5,8 | 2,1 | 2,2 | 2,1 | IC | 5,0 | 2,0 | 2,5 | 2,3 |
| Mediana | | 60 | 78 | 78 | 78 | Mediana | 78 | 80 | 81 | 80 |

Pie de tabla 3.9. 183510 – Implante grupo control; 183510 X7 – Implante grupo estudio Prototipo VII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.10. Control VS Prototipo VII – 3.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 183510 | 1 | 62 | 76 | 65 | 70,5 | III 183510 X7 | 64 | 78 | 75 | 76,5 |
| III 183510 | 2 | 65 | 75 | 79 | 77 | III 183510 X7 | 60 | 78 | 77 | 77,5 |
| III 183510 | 3 | 83 | 78 | 77 | 77,5 | III 183510 X7 | 70 | 75 | 79 | 77 |
| III 183510 | 4 | 15 | 59 | 58 | 58,5 | III 183510 X7 | 23 | 51 | 53 | 52 |
| III 183510 | 5 | 83 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X7 | 95 | 81 | 81 | 81 |
| III 183510 | 6 | 95 | 81 | 82 | 81,5 | III 183510 X7 | 74 | 80 | 80 | 80 |
| III 183510 | 7 | 65 | 82 | 81 | 81,5 | III 183510 X7 | 68 | 82 | 80 | 81 |
| III 183510 | 8 | 86 | 83 | 81 | 82 | III 183510 X7 | 87 | 83 | 82 | 82,5 |
| III 183510 | 9 | 95 | 82 | 83 | 82,5 | III 183510 X7 | 95 | 83 | 83 | 83 |
| III 183510 | 10 | 85 | 81 | 82 | 81,5 | III 183510 X7 | 90 | 83 | 84 | 83,5 |
| III 183510 | 11 | 95 | 83 | 82 | 82,5 | III 183510 X7 | 96 | 84 | 84 | 84 |
| III 183510 | 12 | 57 | 78 | 79 | 78,5 | III 183510 X7 | 83 | 84 | 81 | 82,5 |
| III 183510 | 13 | 89 | 83 | 85 | 84 | III 183510 X7 | 89 | 85 | 83 | 84 |
| III 183510 | 14 | 80 | 84 | 84 | 84 | III 183510 X7 | 50 | 78 | 80 | 79 |
| III 183510 | 15 | 42 | 78 | 78 | 78 | III 183510 X7 | 58 | 82 | 81 | 81,5 |
| III 183510 | 16 | 80 | 84 | 82 | 83 | III 183510 X7 | 90 | 83 | 83 | 83 |
| III 183510 | 17 | 90 | 83 | 80 | 81,5 | III 183510 X7 | 85 | 82 | 82 | 82 |
| III 183510 | 18 | 94 | 81 | 82 | 81,5 | III 183510 X7 | 94 | 83 | 81 | 82 |
| III 183510 | 19 | 94 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X7 | 94 | 81 | 81 | 81 |
| III 183510 | 20 | 95 | 78 | 78 | 78 | III 183510 X7 | 94 | 79 | 82 | 80,5 |
| III 183510 | 21 | 86 | 63 | 80 | 71,5 | III 183510 X7 | 67 | 82 | 79 | 80,5 |
| III 183510 | 22 | 49 | 82 | 80 | 81 | III 183510 X7 | 78 | 83 | 81 | 82 |
| III 183510 | 23 | 87 | 57 | 45 | 51 | III 183510 X7 | 94 | 84 | 82 | 83 |
| III 183510 | 24 | 84 | 79 | 80 | 79,5 | III 183510 X7 | 94 | 85 | 84 | 84,5 |
| III 183510 | 25 | 92 | 81 | 83 | 82 | III 183510 X7 | 60 | 82 | 82 | 82 |
| III 183510 | 26 | 20 | 74 | 70 | 72 | III 183510 X7 | 32 | 77 | 76 | 76,5 |
| III 183510 | 27 | 46 | 23 | 23 | 23 | III 183510 X7 | 49 | 79 | 76 | 77,5 |
| III 183510 | 28 | 60 | 82 | 80 | 81 | III 183510 X7 | 65 | 82 | 80 | 81 |
| III 183510 | 29 | 65 | 79 | 78 | 78,5 | III 183510 X7 | 83 | 83 | 83 | 83 |
| III 183510 | 30 | 71 | 83 | 82 | 82,5 | III 183510 X7 | 65 | 79 | 79 | 79 |
| III 183510 | 31 | 15 | 75 | 75 | 75 | III 183510 X7 | 20 | 73 | 72 | 72,5 |
| III 183510 | 32 | 31 | 77 | 80 | 78,5 | III 183510 X7 | 40 | 77 | 76 | 76,5 |
| III 183510 | 33 | 49 | 83 | 80 | 81,5 | III 183510 X7 | 59 | 82 | 81 | 81,5 |
| III 183510 | 34 | 55 | 81 | 81 | 81 | III 183510 X7 | 63 | 81 | 81 | 81 |
| III 183510 | 35 | 55 | 55 | 55 | 55 | III 183510 X7 | 63 | 78 | 79 | 78,5 |
| III 183510 | 36 | 15 | 71 | 75 | 73 | III 183510 X7 | 21 | 77 | 75 | 76 |
| III 183510 | 37 | 39 | 81 | 78 | 79,5 | III 183510 X7 | 46 | 82 | 80 | 81 |
| III 183510 | 38 | 45 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X7 | 56 | 81 | 78 | 79,5 |
| III 183510 | 39 | 70 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X7 | 57 | 76 | 77 | 76,5 |
| III 183510 | 40 | 70 | 81 | 80 | 80,5 | III 183510 X7 | 80 | 81 | 79 | 80 |
| Media | | 66,4 | 76,4 | 76,1 | 76,2 | Media | 68,8 | 80,0 | 79,3 | 79,6 |
| DS | | 24,4 | 11,1 | 11,7 | 11,2 | DS | 21,7 | 5,4 | 5,0 | 5,2 |
| IC | | 7,6 | 3,4 | 3,6 | 3,5 | IC | 6,7 | 1,7 | 1,6 | 1,6 |
| Mediana | | 70 | 80 | 80 | 80,25 | Mediana | 67,5 | 81,5 | 80,5 | 81 |

Pie de tabla 3.10. 183510 – Implante grupo control; 183510 X7 – Implante grupo estudio Prototipo VII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.11. Control VS Prototipo VII – 4.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 184010 | 1 | 17 | 73 | 68 | 70,5 | III 184010 X7 | 59 | 74 | 79 | 76,5 |
| III 184010 | 2 | 18 | 86 | 86 | 86 | III 184010 X7 | 95 | 81 | 76 | 78,5 |
| III 184010 | 3 | 27 | 73 | 71 | 72 | III 184010 X7 | 67 | 78 | 81 | 79,5 |
| III 184010 | 4 | 27 | 79 | 70 | 74,5 | III 184010 X7 | 48 | 78 | 71 | 74,5 |
| III 184010 | 5 | 26 | 72 | 72 | 72 | III 184010 X7 | 76 | 75 | 76 | 75,5 |
| III 184010 | 6 | 87 | 81 | 78 | 79,5 | III 184010 X7 | 96 | 74 | 72 | 73 |
| III 184010 | 7 | 25 | 74 | 73 | 73,5 | III 184010 X7 | 40 | 79 | 78 | 78,5 |
| III 184010 | 8 | 60 | 68 | 70 | 69 | III 184010 X7 | 57 | 75 | 75 | 75 |
| III 184010 | 9 | 70 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X7 | 94 | 83 | 82 | 82,5 |
| III 184010 | 10 | 89 | 80 | 78 | 79 | III 184010 X7 | 90 | 82 | 82 | 82 |
| III 184010 | 11 | 84 | 77 | 80 | 78,5 | III 184010 X7 | 84 | 80 | 83 | 81,5 |
| III 184010 | 12 | 84 | 82 | 83 | 82,5 | III 184010 X7 | 90 | 79 | 83 | 81 |
| III 184010 | 13 | 54 | 80 | 79 | 79,5 | III 184010 X7 | 95 | 78 | 75 | 76,5 |
| III 184010 | 14 | 66 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X7 | 84 | 80 | 76 | 78 |
| III 184010 | 15 | 64 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X7 | 87 | 81 | 83 | 82 |
| III 184010 | 16 | 62 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X7 | 84 | 76 | 76 | 76 |
| III 184010 | 17 | 46 | 82 | 84 | 83 | III 184010 X7 | 80 | 80 | 78 | 79 |
| III 184010 | 18 | 80 | 78 | 78 | 78 | III 184010 X7 | 94 | 81 | 81 | 81 |
| III 184010 | 19 | 7 | 61 | 67 | 64 | III 184010 X7 | 20 | 80 | 80 | 80 |
| III 184010 | 20 | 25 | 75 | 70 | 72,5 | III 184010 X7 | 56 | 74 | 65 | 69,5 |
| III 184010 | 21 | 52 | 76 | 73 | 74,5 | III 184010 X7 | 31 | 76 | 73 | 74,5 |
| III 184010 | 22 | 5 | 75 | 68 | 71,5 | III 184010 X7 | 49 | 72 | 67 | 69,5 |
| III 184010 | 23 | 48 | 67 | 61 | 64 | III 184010 X7 | 62 | 80 | 77 | 78,5 |
| III 184010 | 24 | 24 | 77 | 75 | 76 | III 184010 X7 | 57 | 81 | 82 | 81,5 |
| III 184010 | 25 | 30 | 76 | 75 | 75,5 | III 184010 X7 | 40 | 79 | 78 | 78,5 |
| III 184010 | 26 | 49 | 81 | 78 | 79,5 | III 184010 X7 | 84 | 81 | 79 | 80 |
| III 184010 | 27 | 38 | 77 | 75 | 76 | III 184010 X7 | 88 | 81 | 82 | 81,5 |
| III 184010 | 28 | 83 | 76 | 74 | 75 | III 184010 X7 | 55 | 80 | 77 | 78,5 |
| III 184010 | 29 | 72 | 81 | 82 | 81,5 | III 184010 X7 | 80 | 82 | 79 | 80,5 |
| III 184010 | 30 | 64 | 82 | 84 | 83 | III 184010 X7 | 90 | 82 | 84 | 83 |
| III 184010 | 31 | 64 | 79 | 81 | 80 | III 184010 X7 | 49 | 80 | 77 | 78,5 |
| III 184010 | 32 | 25 | 79 | 80 | 79,5 | III 184010 X7 | 72 | 80 | 80 | 80 |
| III 184010 | 33 | 35 | 77 | 79 | 78 | III 184010 X7 | 63 | 79 | 81 | 80 |
| III 184010 | 34 | 12 | 69 | 68 | 68,5 | III 184010 X7 | 52 | 76 | 75 | 75,5 |
| III 184010 | 35 | 10 | 75 | 69 | 72 | III 184010 X7 | 43 | 79 | 76 | 77,5 |
| III 184010 | 36 | 12 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X7 | 59 | 80 | 81 | 80,5 |
| III 184010 | 37 | 43 | 75 | 75 | 75 | III 184010 X7 | 28 | 79 | 79 | 79 |
| III 184010 | 38 | 30 | 70 | 71 | 70,5 | III 184010 X7 | 25 | 81 | 80 | 80,5 |
| III 184010 | 39 | 8 | 75 | 76 | 75,5 | III 184010 X7 | 40 | 81 | 80 | 80,5 |
| III 184010 | 40 | 20 | 73 | 72 | 72,5 | III 184010 X7 | 25 | 82 | 79 | 80,5 |
| Media | | 43,6 | 76,5 | 75,5 | 76,0 | Media | 64,7 | 79,0 | 78,0 | 78,5 |
| DS | | 25,5 | 4,8 | 5,6 | 5,0 | DS | 22,8 | 2,6 | 4,1 | 3,2 |
| IC | | 7,9 | 1,5 | 1,7 | 1,6 | IC | 7,1 | 0,8 | 1,3 | 1,0 |
| Mediana | | 40,5 | 77 | 75,5 | 76 | Mediana | 62,5 | 80 | 79 | 79 |

Pie de tabla 3.11. 184010 – Implante grupo control; 184010 X7 – Implante grupo estudio Prototipo VII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.12. Control VS Prototipo VII – 4.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 184010 | 1 | 28 | 76 | 78 | 77 | III 184010 X7 | 54 | 76 | 76 | 76 |
| III 184010 | 2 | 35 | 78 | 76 | 77 | III 184010 X7 | 54 | 75 | 75 | 75 |
| III 184010 | 3 | 30 | 57 | 57 | 57 | III 184010 X7 | 91 | 81 | 81 | 81 |
| III 184010 | 4 | 76 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X7 | 82 | 81 | 80 | 80,5 |
| III 184010 | 5 | 46 | 77 | 76 | 76,5 | III 184010 X7 | 87 | 81 | 81 | 81 |
| III 184010 | 6 | 29 | 83 | 84 | 83,5 | III 184010 X7 | 72 | 81 | 83 | 82 |
| III 184010 | 7 | 57 | 81 | 80 | 80,5 | III 184010 X7 | 60 | 80 | 82 | 81 |
| III 184010 | 8 | 62 | 83 | 84 | 83,5 | III 184010 X7 | 65 | 82 | 82 | 82 |
| III 184010 | 9 | 46 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X7 | 51 | 80 | 79 | 79,5 |
| III 184010 | 10 | 48 | 83 | 82 | 82,5 | III 184010 X7 | 42 | 77 | 79 | 78 |
| III 184010 | 11 | 60 | 83 | 84 | 83,5 | III 184010 X7 | 52 | 79 | 82 | 80,5 |
| III 184010 | 12 | 44 | 81 | 82 | 81,5 | III 184010 X7 | 83 | 82 | 82 | 82 |
| III 184010 | 13 | 52 | 76 | 68 | 72 | III 184010 X7 | 72 | 80 | 78 | 79 |
| III 184010 | 14 | 30 | 78 | 78 | 78 | III 184010 X7 | 76 | 79 | 81 | 80 |
| III 184010 | 15 | 49 | 80 | 81 | 80,5 | III 184010 X7 | 94 | 77 | 74 | 75,5 |
| III 184010 | 16 | 50 | 82 | 84 | 83 | III 184010 X7 | 93 | 80 | 82 | 81 |
| III 184010 | 17 | 38 | 78 | 80 | 79 | III 184010 X7 | 75 | 81 | 82 | 81,5 |
| III 184010 | 18 | 33 | 81 | 78 | 79,5 | III 184010 X7 | 80 | 78 | 82 | 80 |
| III 184010 | 19 | 25 | 77 | 80 | 78,5 | III 184010 X7 | 49 | 78 | 80 | 79 |
| III 184010 | 20 | 26 | 80 | 82 | 81 | III 184010 X7 | 47 | 79 | 81 | 80 |
| III 184010 | 21 | 25 | 78 | 80 | 79 | III 184010 X7 | 65 | 81 | 81 | 81 |
| III 184010 | 22 | 36 | 78 | 80 | 79 | III 184010 X7 | 72 | 83 | 83 | 83 |
| III 184010 | 23 | 40 | 81 | 77 | 79 | III 184010 X7 | 85 | 82 | 81 | 81,5 |
| III 184010 | 24 | 42 | 81 | 83 | 82 | III 184010 X7 | 75 | 82 | 82 | 82 |
| III 184010 | 25 | 68 | 83 | 80 | 81,5 | III 184010 X7 | 58 | 82 | 80 | 81 |
| III 184010 | 26 | 63 | 82 | 84 | 83 | III 184010 X7 | 83 | 81 | 81 | 81 |
| III 184010 | 27 | 63 | 79 | 81 | 80 | III 184010 X7 | 84 | 81 | 81 | 81 |
| III 184010 | 28 | 57 | 82 | 81 | 81,5 | III 184010 X7 | 90 | 81 | 84 | 82,5 |
| III 184010 | 29 | 70 | 84 | 84 | 84 | III 184010 X7 | 62 | 84 | 80 | 82 |
| III 184010 | 30 | 57 | 80 | 84 | 82 | III 184010 X7 | 21 | 76 | 78 | 77 |
| III 184010 | 31 | 28 | 71 | 78 | 74,5 | III 184010 X7 | 38 | 76 | 79 | 77,5 |
| III 184010 | 32 | 34 | 78 | 78 | 78 | III 184010 X7 | 44 | 72 | 72 | 72 |
| III 184010 | 33 | 37 | 72 | 72 | 72 | III 184010 X7 | 34 | 75 | 75 | 75 |
| III 184010 | 34 | 30 | 73 | 76 | 74,5 | III 184010 X7 | 52 | 82 | 82 | 82 |
| III 184010 | 35 | 28 | 72 | 72 | 72 | III 184010 X7 | 95 | 80 | 82 | 81 |
| III 184010 | 36 | 50 | 81 | 84 | 82,5 | III 184010 X7 | 92 | 82 | 84 | 83 |
| III 184010 | 37 | 43 | 77 | 77 | 77 | III 184010 X7 | 48 | 77 | 80 | 78,5 |
| III 184010 | 38 | 70 | 81 | 80 | 80,5 | III 184010 X7 | 34 | 78 | 76 | 77 |
| III 184010 | 39 | 75 | 80 | 81 | 80,5 | III 184010 X7 | 58 | 81 | 82 | 81,5 |
| III 184010 | 40 | 28 | 81 | 78 | 79,5 | III 184010 X7 | 57 | 79 | 82 | 80,5 |
| Media | | 45,2 | 78,9 | 79,3 | 79,1 | Media | 65,7 | 79,6 | 80,2 | 79,9 |
| DS | | 15,2 | 4,8 | 5,1 | 4,8 | DS | 19,2 | 2,5 | 2,7 | 2,5 |
| IC | | 4,7 | 1,5 | 1,6 | 1,5 | IC | 6,0 | 0,8 | 0,8 | 0,8 |
| Mediana | | 43,5 | 80 | 80 | 80,25 | Mediana | 65 | 80 | 81 | 81 |

Pie de tabla 3.12. 184010 – Implante grupo control; 184010 X7 – Implante grupo estudio Prototipo VII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.13. Control VS Prototipo VII – 4.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 184010 | 1 | 48 | 79 | 75 | 77 | III 184010 X7 | 60 | 80 | 77 | 78,5 |
| III 184010 | 2 | 47 | 80 | 77 | 78,5 | III 184010 X7 | 71 | 78 | 77 | 77,5 |
| III 184010 | 3 | 62 | 78 | 76 | 77 | III 184010 X7 | 8 | 45 | 50 | 47,5 |
| III 184010 | 4 | 29 | 77 | 73 | 75 | III 184010 X7 | 54 | 79 | 79 | 79 |
| III 184010 | 5 | 40 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X7 | 61 | 83 | 80 | 81,5 |
| III 184010 | 6 | 48 | 82 | 79 | 80,5 | III 184010 X7 | 15 | 70 | 62 | 66 |
| III 184010 | 7 | 39 | 78 | 79 | 78,5 | III 184010 X7 | 68 | 78 | 79 | 78,5 |
| III 184010 | 8 | 60 | 78 | 77 | 77,5 | III 184010 X7 | 94 | 76 | 76 | 76 |
| III 184010 | 9 | 70 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X7 | 94 | 78 | 82 | 80 |
| III 184010 | 10 | 25 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X7 | 77 | 81 | 79 | 80 |
| III 184010 | 11 | 74 | 80 | 81 | 80,5 | III 184010 X7 | 94 | 81 | 80 | 80,5 |
| III 184010 | 12 | 50 | 79 | 77 | 78 | III 184010 X7 | 42 | 79 | 78 | 78,5 |
| III 184010 | 13 | 26 | 73 | 76 | 74,5 | III 184010 X7 | 49 | 76 | 78 | 77 |
| III 184010 | 14 | 48 | 77 | 79 | 78 | III 184010 X7 | 67 | 78 | 78 | 78 |
| III 184010 | 15 | 63 | 80 | 78 | 79 | III 184010 X7 | 81 | 80 | 77 | 78,5 |
| III 184010 | 16 | 25 | 78 | 76 | 77 | III 184010 X7 | 66 | 80 | 76 | 78 |
| III 184010 | 17 | 86 | 84 | 80 | 82 | III 184010 X7 | 94 | 85 | 83 | 84 |
| III 184010 | 18 | 48 | 77 | 75 | 76 | III 184010 X7 | 52 | 80 | 76 | 78 |
| III 184010 | 19 | 10 | 63 | 62 | 62,5 | III 184010 X7 | 32 | 70 | 70 | 70 |
| III 184010 | 20 | 73 | 76 | 73 | 74,5 | III 184010 X7 | 94 | 70 | 79 | 74,5 |
| III 184010 | 21 | 71 | 78 | 77 | 77,5 | III 184010 X7 | 32 | 63 | 63 | 63 |
| III 184010 | 22 | 38 | 79 | 77 | 78 | III 184010 X7 | 44 | 75 | 75 | 75 |
| III 184010 | 23 | 64 | 76 | 72 | 74 | III 184010 X7 | 79 | 76 | 79 | 77,5 |
| III 184010 | 24 | 41 | 73 | 76 | 74,5 | III 184010 X7 | 34 | 72 | 76 | 74 |
| III 184010 | 25 | 46 | 76 | 77 | 76,5 | III 184010 X7 | 72 | 80 | 81 | 80,5 |
| III 184010 | 26 | 70 | 81 | 79 | 80 | III 184010 X7 | 67 | 81 | 81 | 81 |
| III 184010 | 27 | 65 | 66 | 66 | 66 | III 184010 X7 | 29 | 76 | 78 | 77 |
| III 184010 | 28 | 45 | 79 | 80 | 79,5 | III 184010 X7 | 69 | 80 | 82 | 81 |
| III 184010 | 29 | 66 | 77 | 80 | 78,5 | III 184010 X7 | 73 | 76 | 81 | 78,5 |
| III 184010 | 30 | 87 | 77 | 80 | 78,5 | III 184010 X7 | 55 | 76 | 79 | 77,5 |
| III 184010 | 31 | 61 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X7 | 55 | 72 | 71 | 71,5 |
| III 184010 | 32 | 40 | 74 | 79 | 76,5 | III 184010 X7 | 66 | 77 | 83 | 80 |
| III 184010 | 33 | 78 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X7 | 92 | 79 | 74 | 76,5 |
| III 184010 | 34 | 80 | 79 | 81 | 80 | III 184010 X7 | 49 | 76 | 80 | 78 |
| III 184010 | 35 | 68 | 51 | 45 | 48 | III 184010 X7 | 35 | 69 | 69 | 69 |
| III 184010 | 36 | 24 | 74 | 74 | 74 | III 184010 X7 | 31 | 78 | 77 | 77,5 |
| III 184010 | 37 | 37 | 69 | 70 | 69,5 | III 184010 X7 | 39 | 61 | 64 | 62,5 |
| III 184010 | 38 | 39 | 79 | 78 | 78,5 | III 184010 X7 | 27 | 81 | 80 | 80,5 |
| III 184010 | 39 | 15 | 79 | 78 | 78,5 | III 184010 X7 | 95 | 81 | 80 | 80,5 |
| III 184010 | 40 | 94 | 78 | 77 | 77,5 | III 184010 X7 | 95 | 83 | 80 | 81,5 |
| Media | | 52,5 | 76,5 | 75,9 | 76,2 | Media | 60,3 | 76,0 | 76,2 | 76,1 |
| DS | | 20,4 | 5,7 | 6,3 | 5,9 | DS | 24,0 | 7,1 | 6,5 | 6,6 |
| IC | | 6,3 | 1,8 | 2,0 | 1,8 | IC | 7,4 | 2,2 | 2,0 | 2,0 |
| Mediana | | 48 | 78 | 77 | 77,75 | Mediana | 63,5 | 78 | 78 | 78 |

Pie de tabla 3.13. 184010 – Implante grupo control; 184010 X7 – Implante grupo estudio Prototipo VII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.14. Control VS Prototipo VII – 4.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 184010 | 1 | 60 | 77 | 73 | 75 | III 184010 X7 | 72 | 77 | 75 | 76 |
| III 184010 | 2 | 71 | 80 | 81 | 80,5 | III 184010 X7 | 95 | 71 | 78 | 74,5 |
| III 184010 | 3 | 95 | 78 | 81 | 79,5 | III 184010 X7 | 95 | 78 | 81 | 79,5 |
| III 184010 | 4 | 50 | 76 | 80 | 78 | III 184010 X7 | 94 | 83 | 83 | 83 |
| III 184010 | 5 | 80 | 85 | 84 | 84,5 | III 184010 X7 | 94 | 82 | 81 | 81,5 |
| III 184010 | 6 | 82 | 82 | 83 | 82,5 | III 184010 X7 | 86 | 76 | 81 | 78,5 |
| III 184010 | 7 | 72 | 82 | 83 | 82,5 | III 184010 X7 | 71 | 82 | 83 | 82,5 |
| III 184010 | 8 | 63 | 80 | 82 | 81 | III 184010 X7 | 70 | 79 | 82 | 80,5 |
| III 184010 | 9 | 77 | 83 | 82 | 82,5 | III 184010 X7 | 46 | 80 | 81 | 80,5 |
| III 184010 | 10 | 40 | 75 | 80 | 77,5 | III 184010 X7 | 12 | 70 | 74 | 72 |
| III 184010 | 11 | 42 | 72 | 76 | 74 | III 184010 X7 | 8 | 53 | 53 | 53 |
| III 184010 | 12 | 12 | 75 | 75 | 75 | III 184010 X7 | 56 | 79 | 79 | 79 |
| III 184010 | 13 | 28 | 63 | 53 | 58 | III 184010 X7 | 12 | 46 | 58 | 52 |
| III 184010 | 14 | 94 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X7 | 94 | 80 | 83 | 81,5 |
| III 184010 | 15 | 72 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X7 | 94 | 80 | 79 | 79,5 |
| III 184010 | 16 | 55 | 62 | 66 | 64 | III 184010 X7 | 94 | 78 | 78 | 78 |
| III 184010 | 17 | 23 | 57 | 66 | 61,5 | III 184010 X7 | 28 | 54 | 69 | 61,5 |
| III 184010 | 18 | 32 | 68 | 72 | 70 | III 184010 X7 | 26 | 63 | 66 | 64,5 |
| III 184010 | 19 | 26 | 62 | 63 | 62,5 | III 184010 X7 | 25 | 62 | 67 | 64,5 |
| III 184010 | 20 | 32 | 68 | 72 | 70 | III 184010 X7 | 94 | 77 | 79 | 78 |
| III 184010 | 21 | 62 | 83 | 82 | 82,5 | III 184010 X7 | 91 | 76 | 79 | 77,5 |
| III 184010 | 22 | 86 | 82 | 81 | 81,5 | III 184010 X7 | 76 | 79 | 80 | 79,5 |
| III 184010 | 23 | 58 | 76 | 80 | 78 | III 184010 X7 | 85 | 80 | 82 | 81 |
| III 184010 | 24 | 84 | 82 | 83 | 82,5 | III 184010 X7 | 78 | 88 | 88 | 88 |
| III 184010 | 25 | 55 | 87 | 80 | 83,5 | III 184010 X7 | 60 | 76 | 80 | 78 |
| III 184010 | 26 | 68 | 80 | 82 | 81 | III 184010 X7 | 72 | 79 | 89 | 84 |
| III 184010 | 27 | 50 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X7 | 64 | 78 | 76 | 77 |
| III 184010 | 28 | 35 | 75 | 78 | 76,5 | III 184010 X7 | 80 | 81 | 81 | 81 |
| III 184010 | 29 | 24 | 64 | 65 | 64,5 | III 184010 X7 | 25 | 52 | 67 | 59,5 |
| III 184010 | 30 | 25 | 62 | 77 | 69,5 | III 184010 X7 | 38 | 78 | 78 | 78 |
| III 184010 | 31 | 22 | 74 | 75 | 74,5 | III 184010 X7 | 26 | 74 | 74 | 74 |
| III 184010 | 32 | 21 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X7 | 28 | 75 | 76 | 75,5 |
| III 184010 | 33 | 61 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X7 | 51 | 80 | 81 | 80,5 |
| III 184010 | 34 | 37 | 81 | 78 | 79,5 | III 184010 X7 | 88 | 80 | 83 | 81,5 |
| III 184010 | 35 | 48 | 77 | 76 | 76,5 | III 184010 X7 | 70 | 77 | 77 | 77 |
| III 184010 | 36 | 60 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X7 | 82 | 80 | 79 | 79,5 |
| III 184010 | 37 | 94 | 80 | 80 | 80 | III 184010 X7 | 80 | 76 | 79 | 77,5 |
| III 184010 | 38 | 82 | 81 | 80 | 80,5 | III 184010 X7 | 86 | 81 | 83 | 82 |
| III 184010 | 39 | 53 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X7 | 82 | 82 | 81 | 81,5 |
| III 184010 | 40 | 50 | 82 | 79 | 80,5 | III 184010 X7 | 73 | 79 | 80 | 79,5 |
| Media | | 54,5 | 76,4 | 77,3 | 76,8 | Media | 65,0 | 75,0 | 77,6 | 76,3 |
| DS | | 22,9 | 7,4 | 6,6 | 6,7 | DS | 27,4 | 9,2 | 7,1 | 8,0 |
| IC | | 7,1 | 2,3 | 2,0 | 2,1 | IC | 8,5 | 2,9 | 2,2 | 2,5 |
| Mediana | | 55 | 79,5 | 80 | 79,5 | Mediana | 72,5 | 78 | 79 | 78,75 |

Pie de tabla 3.14. 184010 – Implante grupo control; 184010 X7 – Implante grupo estudio Prototipo VII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.15. Control VS Prototipo VII – 4.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 184510 | 1 | 84 | 82 | 83 | 82,5 | III 184510 X7 | 68 | 76 | 76 | 76 |
| III 184510 | 2 | 50 | 80 | 80 | 80 | III 184510 X7 | 70 | 74 | 75 | 74,5 |
| III 184510 | 3 | 65 | 82 | 82 | 82 | III 184510 X7 | 94 | 76 | 83 | 79,5 |
| III 184510 | 4 | 86 | 82 | 83 | 82,5 | III 184510 X7 | 55 | 60 | 74 | 67 |
| III 184510 | 5 | 45 | 77 | 81 | 79 | III 184510 X7 | 79 | 76 | 81 | 78,5 |
| III 184510 | 6 | 50 | 82 | 82 | 82 | III 184510 X7 | 94 | 77 | 84 | 80,5 |
| III 184510 | 7 | 66 | 78 | 78 | 78 | III 184510 X7 | 82 | 73 | 74 | 73,5 |
| III 184510 | 8 | 46 | 76 | 79 | 77,5 | III 184510 X7 | 80 | 76 | 85 | 80,5 |
| III 184510 | 9 | 40 | 83 | 83 | 83 | III 184510 X7 | 50 | 81 | 83 | 82 |
| III 184510 | 10 | 86 | 79 | 81 | 80 | III 184510 X7 | 56 | 74 | 81 | 77,5 |
| III 184510 | 11 | 52 | 83 | 80 | 81,5 | III 184510 X7 | 94 | 82 | 85 | 83,5 |
| III 184510 | 12 | 79 | 81 | 81 | 81 | III 184510 X7 | 75 | 82 | 73 | 77,5 |
| III 184510 | 13 | 76 | 80 | 81 | 80,5 | III 184510 X7 | 50 | 82 | 78 | 80 |
| III 184510 | 14 | 66 | 84 | 84 | 84 | III 184510 X7 | 58 | 76 | 76 | 76 |
| III 184510 | 15 | 66 | 82 | 80 | 81 | III 184510 X7 | 75 | 79 | 79 | 79 |
| III 184510 | 16 | 44 | 80 | 81 | 80,5 | III 184510 X7 | 66 | 84 | 84 | 84 |
| III 184510 | 17 | 42 | 78 | 78 | 78 | III 184510 X7 | 60 | 76 | 76 | 76 |
| III 184510 | 18 | 66 | 82 | 82 | 82 | III 184510 X7 | 41 | 72 | 72 | 72 |
| III 184510 | 19 | 24 | 66 | 70 | 68 | III 184510 X7 | 37 | 64 | 66 | 65 |
| III 184510 | 20 | 31 | 74 | 74 | 74 | III 184510 X7 | 23 | 67 | 75 | 71 |
| III 184510 | 21 | 60 | 82 | 82 | 82 | III 184510 X7 | 80 | 79 | 82 | 80,5 |
| III 184510 | 22 | 60 | 82 | 81 | 81,5 | III 184510 X7 | 68 | 82 | 79 | 80,5 |
| III 184510 | 23 | 64 | 81 | 82 | 81,5 | III 184510 X7 | 73 | 83 | 80 | 81,5 |
| III 184510 | 24 | 82 | 84 | 84 | 84 | III 184510 X7 | 68 | 84 | 77 | 80,5 |
| III 184510 | 25 | 74 | 81 | 82 | 81,5 | III 184510 X7 | 60 | 82 | 75 | 78,5 |
| III 184510 | 26 | 65 | 81 | 82 | 81,5 | III 184510 X7 | 55 | 80 | 81 | 80,5 |
| III 184510 | 27 | 35 | 81 | 81 | 81 | III 184510 X7 | 48 | 74 | 74 | 74 |
| III 184510 | 28 | 48 | 83 | 83 | 83 | III 184510 X7 | 38 | 74 | 74 | 74 |
| III 184510 | 29 | 24 | 76 | 76 | 76 | III 184510 X7 | 49 | 75 | 79 | 77 |
| III 184510 | 30 | 30 | 76 | 80 | 78 | III 184510 X7 | 27 | 72 | 76 | 74 |
| III 184510 | 31 | 51 | 82 | 82 | 82 | III 184510 X7 | 94 | 76 | 83 | 79,5 |
| III 184510 | 32 | 72 | 82 | 82 | 82 | III 184510 X7 | 50 | 77 | 78 | 77,5 |
| III 184510 | 33 | 21 | 76 | 73 | 74,5 | III 184510 X7 | 33 | 77 | 76 | 76,5 |
| III 184510 | 34 | 48 | 72 | 76 | 74 | III 184510 X7 | 50 | 77 | 72 | 74,5 |
| III 184510 | 35 | 60 | 78 | 76 | 77 | III 184510 X7 | 60 | 77 | 78 | 77,5 |
| III 184510 | 36 | 65 | 79 | 76 | 77,5 | III 184510 X7 | 48 | 72 | 73 | 72,5 |
| III 184510 | 37 | 68 | 81 | 82 | 81,5 | III 184510 X7 | 82 | 84 | 83 | 83,5 |
| III 184510 | 38 | 84 | 79 | 80 | 79,5 | III 184510 X7 | 72 | 84 | 83 | 83,5 |
| III 184510 | 39 | 80 | 79 | 80 | 79,5 | III 184510 X7 | 75 | 82 | 75 | 78,5 |
| III 184510 | 40 | 63 | 80 | 82 | 81 | III 184510 X7 | 76 | 76 | 81 | 78,5 |
| Media | | 58,0 | 79,7 | 80,1 | 79,9 | Media | 62,8 | 76,9 | 78,0 | 77,4 |
| DS | | 18,0 | 3,5 | 3,1 | 3,2 | DS | 18,3 | 5,3 | 4,3 | 4,2 |
| IC | | 5,6 | 1,1 | 1,0 | 1,0 | IC | 5,7 | 1,6 | 1,3 | 1,3 |
| Mediana | | 61,5 | 81 | 81 | 81 | Mediana | 63 | 76,5 | 78 | 78 |

Pie de tabla 3.15. 184510 – Implante grupo control; 184510 X7 – Implante grupo estudio Prototipo VII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.16. Control VS Prototipo VII – 4.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 184510 | 1 | 85 | 84 | 85 | 84,5 | III 184510 X7 | 94 | 81 | 81 | 81 |
| III 184510 | 2 | 94 | 85 | 86 | 85,5 | III 184510 X7 | 100 | 81 | 84 | 82,5 |
| III 184510 | 3 | 90 | 85 | 85 | 85 | III 184510 X7 | 94 | 75 | 80 | 77,5 |
| III 184510 | 4 | 60 | 83 | 84 | 83,5 | III 184510 X7 | 90 | 82 | 85 | 83,5 |
| III 184510 | 5 | 93 | 85 | 85 | 85 | III 184510 X7 | 75 | 85 | 84 | 84,5 |
| III 184510 | 6 | 78 | 86 | 83 | 84,5 | III 184510 X7 | 60 | 76 | 76 | 76 |
| III 184510 | 7 | 46 | 86 | 82 | 84 | III 184510 X7 | 57 | 78 | 78 | 78 |
| III 184510 | 8 | 56 | 80 | 84 | 82 | III 184510 X7 | 45 | 80 | 77 | 78,5 |
| III 184510 | 9 | 25 | 81 | 77 | 79 | III 184510 X7 | 29 | 74 | 77 | 75,5 |
| III 184510 | 10 | 34 | 81 | 81 | 81 | III 184510 X7 | 37 | 74 | 74 | 74 |
| III 184510 | 11 | 68 | 85 | 80 | 82,5 | III 184510 X7 | 71 | 81 | 81 | 81 |
| III 184510 | 12 | 72 | 78 | 82 | 80 | III 184510 X7 | 88 | 76 | 80 | 78 |
| III 184510 | 13 | 75 | 83 | 84 | 83,5 | III 184510 X7 | 74 | 79 | 80 | 79,5 |
| III 184510 | 14 | 67 | 82 | 84 | 83 | III 184510 X7 | 65 | 78 | 79 | 78,5 |
| III 184510 | 15 | 47 | 83 | 83 | 83 | III 184510 X7 | 43 | 76 | 80 | 78 |
| III 184510 | 16 | 18 | 76 | 76 | 76 | III 184510 X7 | 24 | 73 | 73 | 73 |
| III 184510 | 17 | 84 | 83 | 83 | 83 | III 184510 X7 | 65 | 76 | 77 | 76,5 |
| III 184510 | 18 | 66 | 83 | 85 | 84 | III 184510 X7 | 76 | 78 | 83 | 80,5 |
| III 184510 | 19 | 61 | 81 | 84 | 82,5 | III 184510 X7 | 53 | 81 | 81 | 81 |
| III 184510 | 20 | 40 | 78 | 83 | 80,5 | III 184510 X7 | 50 | 77 | 82 | 79,5 |
| III 184510 | 21 | 25 | 78 | 78 | 78 | III 184510 X7 | 31 | 79 | 70 | 74,5 |
| III 184510 | 22 | 40 | 76 | 77 | 76,5 | III 184510 X7 | 68 | 76 | 77 | 76,5 |
| III 184510 | 23 | 56 | 81 | 82 | 81,5 | III 184510 X7 | 53 | 78 | 81 | 79,5 |
| III 184510 | 24 | 70 | 80 | 84 | 82 | III 184510 X7 | 52 | 76 | 81 | 78,5 |
| III 184510 | 25 | 56 | 82 | 82 | 82 | III 184510 X7 | 55 | 76 | 79 | 77,5 |
| III 184510 | 26 | 20 | 61 | 61 | 61 | III 184510 X7 | 58 | 79 | 78 | 78,5 |
| III 184510 | 27 | 88 | 81 | 83 | 82 | III 184510 X7 | 94 | 83 | 80 | 81,5 |
| III 184510 | 28 | 78 | 83 | 85 | 84 | III 184510 X7 | 88 | 84 | 82 | 83 |
| III 184510 | 29 | 59 | 83 | 82 | 82,5 | III 184510 X7 | 66 | 83 | 80 | 81,5 |
| III 184510 | 30 | 73 | 81 | 82 | 81,5 | III 184510 X7 | 66 | 75 | 78 | 76,5 |
| III 184510 | 31 | 53 | 84 | 83 | 83,5 | III 184510 X7 | 65 | 77 | 82 | 79,5 |
| III 184510 | 32 | 94 | 82 | 85 | 83,5 | III 184510 X7 | 94 | 80 | 80 | 80 |
| III 184510 | 33 | 82 | 83 | 85 | 84 | III 184510 X7 | 91 | 83 | 86 | 84,5 |
| III 184510 | 34 | 85 | 83 | 85 | 84 | III 184510 X7 | 56 | 78 | 83 | 80,5 |
| III 184510 | 35 | 53 | 79 | 82 | 80,5 | III 184510 X7 | 64 | 77 | 74 | 75,5 |
| III 184510 | 36 | 54 | 83 | 84 | 83,5 | III 184510 X7 | 58 | 83 | 79 | 81 |
| III 184510 | 37 | 53 | 81 | 84 | 82,5 | III 184510 X7 | 42 | 77 | 77 | 77 |
| III 184510 | 38 | 66 | 76 | 79 | 77,5 | III 184510 X7 | 33 | 64 | 64 | 64 |
| III 184510 | 39 | 81 | 82 | 85 | 83,5 | III 184510 X7 | 75 | 77 | 82 | 79,5 |
| III 184510 | 40 | 65 | 81 | 84 | 82,5 | III 184510 X7 | 83 | 77 | 84 | 80,5 |
| Media | | 62,8 | 81,2 | 82,2 | 81,7 | Media | 64,6 | 78,1 | 79,2 | 78,7 |
| DS | | 20,6 | 4,1 | 4,2 | 4,0 | DS | 20,1 | 3,7 | 4,1 | 3,6 |
| IC | | 6,4 | 1,3 | 1,3 | 1,2 | IC | 6,2 | 1,2 | 1,3 | 1,1 |
| Mediana | | 65,5 | 82 | 83 | 82,5 | Mediana | 65 | 78 | 80 | 79 |

Pie de tabla 3.16. 184510 – Implante grupo control; 184510 X7 – Implante grupo estudio Prototipo VII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.17. Control VS Prototipo VII – 4.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 184510 | 1 | 93 | 80 | 80 | 80 | III 184510 X7 | 95 | 76 | 76 | 76 |
| III 184510 | 2 | 94 | 85 | 85 | 85 | III 184510 X7 | 95 | 81 | 87 | 84 |
| III 184510 | 3 | 81 | 85 | 83 | 84 | III 184510 X7 | 94 | 87 | 86 | 86,5 |
| III 184510 | 4 | 95 | 85 | 85 | 85 | III 184510 X7 | 95 | 87 | 80 | 83,5 |
| III 184510 | 5 | 92 | 87 | 86 | 86,5 | III 184510 X7 | 95 | 82 | 82 | 82 |
| III 184510 | 6 | 95 | 87 | 87 | 87 | III 184510 X7 | 94 | 87 | 82 | 84,5 |
| III 184510 | 7 | 94 | 83 | 82 | 82,5 | III 184510 X7 | 86 | 77 | 85 | 81 |
| III 184510 | 8 | 74 | 83 | 82 | 82,5 | III 184510 X7 | 94 | 85 | 80 | 82,5 |
| III 184510 | 9 | 93 | 84 | 85 | 84,5 | III 184510 X7 | 67 | 84 | 76 | 80 |
| III 184510 | 10 | 85 | 84 | 83 | 83,5 | III 184510 X7 | 78 | 77 | 85 | 81 |
| III 184510 | 11 | 71 | 86 | 86 | 86 | III 184510 X7 | 92 | 76 | 76 | 76 |
| III 184510 | 12 | 76 | 83 | 84 | 83,5 | III 184510 X7 | 59 | 78 | 84 | 81 |
| III 184510 | 13 | 73 | 82 | 81 | 81,5 | III 184510 X7 | 52 | 78 | 82 | 80 |
| III 184510 | 14 | 49 | 79 | 79 | 79 | III 184510 X7 | 30 | 70 | 76 | 73 |
| III 184510 | 15 | 72 | 83 | 83 | 83 | III 184510 X7 | 57 | 82 | 76 | 79 |
| III 184510 | 16 | 70 | 82 | 81 | 81,5 | III 184510 X7 | 24 | 75 | 72 | 73,5 |
| III 184510 | 17 | 91 | 83 | 81 | 82 | III 184510 X7 | 68 | 78 | 83 | 80,5 |
| III 184510 | 18 | 60 | 80 | 81 | 80,5 | III 184510 X7 | 40 | 77 | 76 | 76,5 |
| III 184510 | 19 | 94 | 81 | 80 | 80,5 | III 184510 X7 | 65 | 75 | 81 | 78 |
| III 184510 | 20 | 43 | 64 | 68 | 66 | III 184510 X7 | 32 | 77 | 73 | 75 |
| III 184510 | 21 | 95 | 82 | 81 | 81,5 | III 184510 X7 | 87 | 85 | 77 | 81 |
| III 184510 | 22 | 94 | 83 | 83 | 83 | III 184510 X7 | 77 | 84 | 78 | 81 |
| III 184510 | 23 | 64 | 80 | 82 | 81 | III 184510 X7 | 61 | 84 | 79 | 81,5 |
| III 184510 | 24 | 76 | 83 | 83 | 83 | III 184510 X7 | 66 | 77 | 84 | 80,5 |
| III 184510 | 25 | 94 | 86 | 83 | 84,5 | III 184510 X7 | 76 | 83 | 83 | 83 |
| III 184510 | 26 | 26 | 70 | 74 | 72 | III 184510 X7 | 34 | 78 | 74 | 76 |
| III 184510 | 27 | 41 | 77 | 77 | 77 | III 184510 X7 | 57 | 78 | 78 | 78 |
| III 184510 | 28 | 76 | 83 | 83 | 83 | III 184510 X7 | 89 | 86 | 83 | 84,5 |
| III 184510 | 29 | 94 | 84 | 86 | 85 | III 184510 X7 | 94 | 86 | 82 | 84 |
| III 184510 | 30 | 90 | 82 | 83 | 82,5 | III 184510 X7 | 84 | 85 | 79 | 82 |
| III 184510 | 31 | 81 | 85 | 84 | 84,5 | III 184510 X7 | 71 | 79 | 79 | 79 |
| III 184510 | 32 | 94 | 83 | 81 | 82 | III 184510 X7 | 94 | 76 | 76 | 76 |
| III 184510 | 33 | 94 | 83 | 84 | 83,5 | III 184510 X7 | 94 | 83 | 86 | 84,5 |
| III 184510 | 34 | 85 | 85 | 85 | 85 | III 184510 X7 | 72 | 79 | 85 | 82 |
| III 184510 | 35 | 94 | 84 | 83 | 83,5 | III 184510 X7 | 74 | 80 | 85 | 82,5 |
| III 184510 | 36 | 94 | 85 | 85 | 85 | III 184510 X7 | 72 | 76 | 76 | 76 |
| III 184510 | 37 | 90 | 85 | 82 | 83,5 | III 184510 X7 | 73 | 86 | 85 | 85,5 |
| III 184510 | 38 | 60 | 79 | 82 | 80,5 | III 184510 X7 | 38 | 78 | 79 | 78,5 |
| III 184510 | 39 | 54 | 82 | 82 | 82 | III 184510 X7 | 54 | 83 | 78 | 80,5 |
| III 184510 | 40 | 78 | 82 | 82 | 82 | III 184510 X7 | 62 | 82 | 84 | 83 |
| Media | | 79,2 | 82,2 | 82,2 | 82,2 | Media | 71,0 | 80,4 | 80,2 | 80,3 |
| DS | | 17,6 | 4,2 | 3,3 | 3,7 | DS | 20,8 | 4,2 | 4,0 | 3,3 |
| IC | | 5,4 | 1,3 | 1,0 | 1,1 | IC | 6,4 | 1,3 | 1,2 | 1,0 |
| Mediana | | 85 | 83 | 83 | 83 | Mediana | 72,5 | 79,5 | 80 | 81 |

Pie de tabla 3.17. 184510 – Implante grupo control; 184510 X7 – Implante grupo estudio Prototipo VII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 3.18. Control VS Prototipo VII – 4.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 184510 | 1 | >100 | 83 | 83 | 83 | III 184510 X7 | >100 | 81 | 81 | 81 |
| III 184510 | 2 | >100 | 80 | 79 | 79,5 | III 184510 X7 | 95 | 86 | 81 | 83,5 |
| III 184510 | 3 | 90 | 86 | 85 | 85,5 | III 184510 X7 | 69 | 80 | 81 | 80,5 |
| III 184510 | 4 | 74 | 84 | 83 | 83,5 | III 184510 X7 | 38 | 81 | 76 | 78,5 |
| III 184510 | 5 | 55 | 82 | 78 | 80 | III 184510 X7 | 49 | 83 | 76 | 79,5 |
| III 184510 | 6 | >100 | 82 | 77 | 79,5 | III 184510 X7 | >100 | 82 | 77 | 79,5 |
| III 184510 | 7 | 92 | 87 | 86 | 86,5 | III 184510 X7 | 95 | 79 | 82 | 80,5 |
| III 184510 | 8 | 92 | 80 | 78 | 79 | III 184510 X7 | 93 | 82 | 84 | 83 |
| III 184510 | 9 | 94 | 85 | 84 | 84,5 | III 184510 X7 | 94 | 76 | 79 | 77,5 |
| III 184510 | 10 | 86 | 85 | 87 | 86 | III 184510 X7 | 98 | 79 | 79 | 79 |
| III 184510 | 11 | >100 | 80 | 77 | 78,5 | III 184510 X7 | 94 | 81 | 85 | 83 |
| III 184510 | 12 | 94 | 85 | 85 | 85 | III 184510 X7 | 94 | 76 | 81 | 78,5 |
| III 184510 | 13 | 79 | 83 | 80 | 81,5 | III 184510 X7 | 89 | 84 | 81 | 82,5 |
| III 184510 | 14 | 73 | 86 | 86 | 86 | III 184510 X7 | 68 | 81 | 84 | 82,5 |
| III 184510 | 15 | 45 | 82 | 82 | 82 | III 184510 X7 | 39 | 73 | 78 | 75,5 |
| III 184510 | 16 | 94 | 81 | 80 | 80,5 | III 184510 X7 | 94 | 85 | 83 | 84 |
| III 184510 | 17 | 94 | 85 | 86 | 85,5 | III 184510 X7 | 75 | 80 | 83 | 81,5 |
| III 184510 | 18 | 76 | 85 | 85 | 85 | III 184510 X7 | 45 | 83 | 83 | 83 |
| III 184510 | 19 | 18 | 73 | 72 | 72,5 | III 184510 X7 | 12 | 71 | 70 | 70,5 |
| III 184510 | 20 | 95 | 85 | 81 | 83 | III 184510 X7 | 91 | 85 | 81 | 83 |
| III 184510 | 21 | 72 | 84 | 85 | 84,5 | III 184510 X7 | 64 | 78 | 78 | 78 |
| III 184510 | 22 | 55 | 81 | 81 | 81 | III 184510 X7 | 12 | 51 | 52 | 51,5 |
| III 184510 | 23 | 94 | 81 | 81 | 81 | III 184510 X7 | 88 | 84 | 87 | 85,5 |
| III 184510 | 24 | 94 | 84 | 84 | 84 | III 184510 X7 | 50 | 83 | 83 | 83 |
| III 184510 | 25 | 32 | 80 | 84 | 82 | III 184510 X7 | 40 | 69 | 77 | 73 |
| III 184510 | 26 | 33 | 82 | 82 | 82 | III 184510 X7 | 18 | 74 | 74 | 74 |
| III 184510 | 27 | 13 | 72 | 65 | 68,5 | III 184510 X7 | 13 | 64 | 68 | 66 |
| III 184510 | 28 | 95 | 79 | 81 | 80 | III 184510 X7 | 95 | 83 | 83 | 83 |
| III 184510 | 29 | 92 | 85 | 86 | 85,5 | III 184510 X7 | 69 | 85 | 80 | 82,5 |
| III 184510 | 30 | 82 | 87 | 86 | 86,5 | III 184510 X7 | 42 | 83 | 85 | 84 |
| III 184510 | 31 | 55 | 83 | 85 | 84 | III 184510 X7 | 48 | 83 | 86 | 84,5 |
| III 184510 | 32 | 65 | 86 | 83 | 84,5 | III 184510 X7 | 48 | 83 | 81 | 82 |
| III 184510 | 33 | 94 | 77 | 79 | 78 | III 184510 X7 | 94 | 83 | 83 | 83 |
| III 184510 | 34 | 95 | 84 | 84 | 84 | III 184510 X7 | 94 | 86 | 86 | 86 |
| III 184510 | 35 | 93 | 87 | 86 | 86,5 | III 184510 X7 | 70 | 86 | 84 | 85 |
| III 184510 | 36 | 94 | 88 | 87 | 87,5 | III 184510 X7 | 95 | 88 | 89 | 88,5 |
| III 184510 | 37 | 95 | 79 | 81 | 80 | III 184510 X7 | 95 | 83 | 83 | 83 |
| III 184510 | 38 | 95 | 84 | 85 | 84,5 | III 184510 X7 | 95 | 84 | 85 | 84,5 |
| III 184510 | 39 | 95 | 86 | 85 | 85,5 | III 184510 X7 | 95 | 87 | 87 | 87 |
| III 184510 | 40 | 95 | 82 | 81 | 81,5 | III 184510 X7 | 95 | 86 | 86 | 86 |
| Media | | 77,5 | 82,8 | 82,1 | 82,4 | Media | 69,8 | 80,3 | 80,6 | 80,4 |
| DS | | 23,6 | 3,5 | 4,3 | 3,8 | DS | 28,0 | 6,9 | 6,3 | 6,4 |
| IC | | 7,3 | 1,1 | 1,3 | 1,2 | IC | 8,7 | 2,1 | 2,0 | 2,0 |
| Mediana | | 92 | 83,5 | 83 | 83,25 | Mediana | 81,5 | 83 | 81,5 | 82,5 |

Pie de tabla 3.18. 184510 – Implante grupo control; 184510 X7 – Implante grupo estudio Prototipo VII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Estudio IV

Tabla 4.1. Control VS Prototipo VIII – 3.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 183010 | 1 | 21 | 76 | 76 | 76 | III 183010 X8 | 15 | 78 | 79 | 78,5 |
| III 183010 | 2 | 15 | 70 | 71 | 70,5 | III 183010 X8 | 11 | 79 | 79 | 79 |
| III 183010 | 3 | 20 | 80 | 80 | 80 | III 183010 X8 | 23 | 81 | 81 | 81 |
| III 183010 | 4 | 32 | 83 | 84 | 83,5 | III 183010 X8 | 25 | 83 | 82 | 82,5 |
| III 183010 | 5 | 23 | 85 | 85 | 85 | III 183010 X8 | 19 | 83 | 82 | 82,5 |
| III 183010 | 6 | 8 | 85 | 85 | 85 | III 183010 X8 | 35 | 84 | 84 | 84 |
| III 183010 | 7 | 20 | 83 | 83 | 83 | III 183010 X8 | 40 | 86 | 86 | 86 |
| III 183010 | 8 | 19 | 84 | 84 | 84 | III 183010 X8 | 42 | 86 | 86 | 86 |
| III 183010 | 9 | 32 | 81 | 84 | 82,5 | III 183010 X8 | 35 | 85 | 85 | 85 |
| III 183010 | 10 | 30 | 82 | 83 | 82,5 | III 183010 X8 | 32 | 85 | 85 | 85 |
| III 183010 | 11 | 12 | 84 | 83 | 83,5 | III 183010 X8 | 25 | 86 | 85 | 85,5 |
| III 183010 | 12 | 14 | 81 | 82 | 81,5 | III 183010 X8 | 30 | 84 | 83 | 83,5 |
| III 183010 | 13 | 16 | 82 | 82 | 82 | III 183010 X8 | 30 | 76 | 76 | 76 |
| III 183010 | 14 | 11 | 81 | 81 | 81 | III 183010 X8 | 21 | 82 | 84 | 83 |
| III 183010 | 15 | 5 | 79 | 82 | 80,5 | III 183010 X8 | 20 | 82 | 81 | 81,5 |
| Media | | 18,5 | 81,1 | 81,7 | 81,4 | Media | 26,9 | 82,7 | 82,5 | 82,6 |
| DS | | 8,0 | 3,7 | 3,6 | 3,6 | DS | 8,7 | 3,0 | 2,8 | 2,9 |
| IC | | 2,5 | 1,2 | 1,1 | 1,1 | IC | 2,7 | 0,9 | 0,9 | 0,9 |
| Mediana | | 19 | 82 | 83 | 82,5 | Mediana | 25 | 83 | 83 | 83 |

Pie de tabla 4.1. 183010 – Implante grupo control; 183010 X8 – Implante grupo estudio Prototipo VIII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.2. Control VS Prototipo VIII – 3.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 183010 | 1 | 13 | 75 | 78 | 76,5 | III 183010 X8 | 14 | 76 | 80 | 78 |
| III 183010 | 2 | 14 | 80 | 80 | 80 | III 183010 X8 | 38 | 82 | 83 | 82,5 |
| III 183010 | 3 | 18 | 81 | 82 | 81,5 | III 183010 X8 | 42 | 84 | 85 | 84,5 |
| III 183010 | 4 | 22 | 82 | 82 | 82 | III 183010 X8 | 38 | 82 | 82 | 82 |
| III 183010 | 5 | 15 | 79 | 78 | 78,5 | III 183010 X8 | 33 | 81 | 82 | 81,5 |
| III 183010 | 6 | 17 | 80 | 80 | 80 | III 183010 X8 | 32 | 81 | 80 | 80,5 |
| III 183010 | 7 | 18 | 80 | 80 | 80 | III 183010 X8 | 26 | 80 | 83 | 81,5 |
| III 183010 | 8 | 10 | 80 | 82 | 81 | III 183010 X8 | 18 | 81 | 82 | 81,5 |
| III 183010 | 9 | 13 | 72 | 76 | 74 | III 183010 X8 | 12 | 75 | 77 | 76 |
| III 183010 | 10 | 12 | 77 | 79 | 78 | III 183010 X8 | 25 | 78 | 79 | 78,5 |
| III 183010 | 11 | 10 | 77 | 79 | 78 | III 183010 X8 | 12 | 76 | 76 | 76 |
| III 183010 | 12 | 9 | 76 | 78 | 77 | III 183010 X8 | 15 | 76 | 78 | 77 |
| III 183010 | 13 | 8 | 76 | 76 | 76 | III 183010 X8 | 15 | 76 | 78 | 77 |
| III 183010 | 14 | 8 | 77 | 76 | 76,5 | III 183010 X8 | 16 | 76 | 76 | 76 |
| III 183010 | 15 | 10 | 77 | 77 | 77 | III 183010 X8 | 15 | 77 | 77 | 77 |
| Media | | 13,1 | 77,9 | 78,9 | 78,4 | Media | 23,4 | 78,7 | 79,9 | 79,3 |
| DS | | 4,0 | 2,6 | 2,1 | 2,2 | DS | 10,3 | 2,8 | 2,8 | 2,7 |
| IC | | 1,3 | 0,8 | 0,6 | 0,7 | IC | 3,2 | 0,9 | 0,9 | 0,8 |
| Mediana | | 13 | 77 | 79 | 78 | Mediana | 18 | 78 | 80 | 78,5 |

Pie de tabla 4.2. 183010 – Implante grupo control; 183010 X8 – Implante grupo estudio Prototipo VIII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.3. Control VS Prototipo VIII – 3.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 183010 | 1 | 24 | 72 | 69 | 70,5 | III 183010 X8 | 19 | 78 | 76 | 77 |
| III 183010 | 2 | 14 | 75 | 75 | 75 | III 183010 X8 | 29 | 79 | 78 | 78,5 |
| III 183010 | 3 | 43 | 79 | 80 | 79,5 | III 183010 X8 | 50 | 84 | 84 | 84 |
| III 183010 | 4 | 45 | 80 | 80 | 80 | III 183010 X8 | 36 | 84 | 85 | 84,5 |
| III 183010 | 5 | 32 | 79 | 78 | 78,5 | III 183010 X8 | 32 | 82 | 80 | 81 |
| III 183010 | 6 | 30 | 82 | 81 | 81,5 | III 183010 X8 | 55 | 76 | 77 | 76,5 |
| III 183010 | 7 | 33 | 77 | 79 | 78 | III 183010 X8 | 48 | 83 | 82 | 82,5 |
| III 183010 | 8 | 58 | 74 | 77 | 75,5 | III 183010 X8 | 12 | 71 | 68 | 69,5 |
| III 183010 | 9 | 10 | 64 | 62 | 63 | III 183010 X8 | 18 | 76 | 76 | 76 |
| III 183010 | 10 | 18 | 74 | 74 | 74 | III 183010 X8 | 23 | 79 | 79 | 79 |
| III 183010 | 11 | 18 | 76 | 77 | 76,5 | III 183010 X8 | 27 | 79 | 80 | 79,5 |
| III 183010 | 12 | 12 | 75 | 76 | 75,5 | III 183010 X8 | 22 | 80 | 80 | 80 |
| III 183010 | 13 | 29 | 77 | 77 | 77 | III 183010 X8 | 35 | 80 | 80 | 80 |
| III 183010 | 14 | 25 | 76 | 76 | 76 | III 183010 X8 | 30 | 76 | 77 | 76,5 |
| III 183010 | 15 | 32 | 75 | 75 | 75 | III 183010 X8 | 43 | 82 | 78 | 80 |
| Media | | 28,2 | 75,7 | 75,7 | 75,7 | Media | 31,9 | 79,3 | 78,7 | 79,0 |
| DS | | 12,8 | 4,0 | 4,6 | 4,3 | DS | 12,2 | 3,4 | 3,8 | 3,6 |
| IC | | 4,0 | 1,2 | 1,4 | 1,3 | IC | 3,8 | 1,1 | 1,2 | 1,1 |
| Mediana | | 29 | 76 | 77 | 76 | Mediana | 30 | 79 | 79 | 79,5 |

Pie de tabla 4.3. 183010 – Implante grupo control; 183010 X8 – Implante grupo estudio Prototipo VIII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.4. Control VS Prototipo VIII – 3.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 183010 | 1 | 15 | 76 | 77 | 76,5 | III 183010-X | 35 | 80 | 81 | 80,5 |
| III 183010 | 2 | 52 | 80 | 79 | 79,5 | III 183010-X | 57 | 82 | 82 | 82 |
| III 183010 | 3 | 63 | 76 | 76 | 76 | III 183010-X | 72 | 77 | 77 | 77 |
| III 183010 | 4 | 48 | 82 | 84 | 83 | III 183010-X | 81 | 76 | 77 | 76,5 |
| III 183010 | 5 | 65 | 82 | 84 | 83 | III 183010-X | 78 | 77 | 76 | 76,5 |
| III 183010 | 6 | 78 | 84 | 84 | 84 | III 183010-X | 86 | 80 | 79 | 79,5 |
| III 183010 | 7 | 60 | 79 | 79 | 79 | III 183010-X | 48 | 75 | 72 | 73,5 |
| III 183010 | 8 | 45 | 77 | 77 | 77 | III 183010-X | 16 | 80 | 80 | 80 |
| III 183010 | 9 | 25 | 76 | 77 | 76,5 | III 183010-X | 58 | 83 | 84 | 83,5 |
| III 183010 | 10 | 58 | 78 | 78 | 78 | III 183010-X | 55 | 83 | 84 | 83,5 |
| III 183010 | 11 | 45 | 80 | 80 | 80 | III 183010-X | 56 | 80 | 80 | 80 |
| III 183010 | 12 | 57 | 79 | 79 | 79 | III 183010-X | 53 | 81 | 81 | 81 |
| III 183010 | 13 | 38 | 77 | 78 | 77,5 | III 183010-X | 45 | 77 | 78 | 77,5 |
| III 183010 | 14 | 50 | 77 | 78 | 77,5 | III 183010-X | 40 | 77 | 75 | 76 |
| III 183010 | 15 | 32 | 78 | 76 | 77 | III 183010-X | 45 | 79 | 78 | 78,5 |
| Media | | 48,7 | 78,7 | 79,1 | 78,9 | Media | 55,0 | 79,1 | 78,9 | 79,0 |
| DS | | 15,8 | 2,4 | 2,7 | 2,5 | DS | 18,0 | 2,4 | 3,2 | 2,8 |
| IC | | 4,9 | 0,7 | 0,8 | 0,8 | IC | 5,6 | 0,8 | 1,0 | 0,9 |
| Mediana | | 50 | 78 | 78 | 78 | Mediana | 55 | 80 | 79 | 79,5 |

Pie de tabla 4.4. 183010 – Implante grupo control; 183010 X8 – Implante grupo estudio Prototipo VIII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.5. Control VS Prototipo VIII – 3.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 183510 | 1 | 65 | 79 | 76 | 77,5 | III 183510 X8 | 95 | 80 | 80 | 80 |
| III 183510 | 2 | 70 | 84 | 84 | 84 | III 183510 X8 | 80 | 85 | 85 | 85 |
| III 183510 | 3 | 30 | 81 | 82 | 81,5 | III 183510 X8 | 39 | 81 | 82 | 81,5 |
| III 183510 | 4 | 15 | 78 | 79 | 78,5 | III 183510 X8 | 17 | 78 | 80 | 79 |
| III 183510 | 5 | 10 | 76 | 79 | 77,5 | III 183510 X8 | 19 | 74 | 78 | 76 |
| III 183510 | 6 | 54 | 85 | 84 | 84,5 | III 183510 X8 | 94 | 86 | 86 | 86 |
| III 183510 | 7 | 55 | 85 | 85 | 85 | III 183510 X8 | 64 | 84 | 85 | 84,5 |
| III 183510 | 8 | 10 | 76 | 75 | 75,5 | III 183510 X8 | 30 | 78 | 79 | 78,5 |
| III 183510 | 9 | 14 | 76 | 77 | 76,5 | III 183510 X8 | 20 | 76 | 76 | 76 |
| III 183510 | 10 | 63 | 85 | 83 | 84 | III 183510 X8 | 73 | 84 | 84 | 84 |
| III 183510 | 11 | 16 | 81 | 79 | 80 | III 183510 X8 | 94 | 85 | 84 | 84,5 |
| III 183510 | 12 | 93 | 85 | 85 | 85 | III 183510 X8 | 56 | 83 | 84 | 83,5 |
| III 183510 | 13 | 65 | 82 | 82 | 82 | III 183510 X8 | 53 | 82 | 83 | 82,5 |
| III 183510 | 14 | 48 | 80 | 82 | 81 | III 183510 X8 | 60 | 85 | 82 | 83,5 |
| III 183510 | 15 | 70 | 85 | 82 | 83,5 | III 183510 X8 | 90 | 86 | 86 | 86 |
| Media | | 45,2 | 81,2 | 80,9 | 81,1 | Media | 58,9 | 81,8 | 82,3 | 82,0 |
| DS | | 26,1 | 3,4 | 3,1 | 3,2 | DS | 27,7 | 3,7 | 3,0 | 3,3 |
| IC | | 8,1 | 1,1 | 1,0 | 1,0 | IC | 8,6 | 1,1 | 0,9 | 1,0 |
| Mediana | | 54 | 81 | 82 | 81,5 | Mediana | 60 | 83 | 83 | 83,5 |

Pie de tabla 4.5. 183510 – Implante grupo control; 183510 X8 – Implante grupo estudio Prototipo VIII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.6. Control VS Prototipo VIII – 3.5 mm – Hueso Tipo III – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 183510 | 1 | 18 | 65 | 76 | 70,5 | III 183510 X8 | 10 | 80 | 80 | 80 |
| III 183510 | 2 | 10 | 76 | 79 | 77,5 | III 183510 X8 | 10 | 74 | 78 | 76 |
| III 183510 | 3 | 36 | 79 | 79 | 79 | III 183510 X8 | 55 | 78 | 80 | 79 |
| III 183510 | 4 | 40 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X8 | 52 | 81 | 82 | 81,5 |
| III 183510 | 5 | 61 | 83 | 84 | 83,5 | III 183510 X8 | 75 | 86 | 85 | 85,5 |
| III 183510 | 6 | 52 | 84 | 84 | 84 | III 183510 X8 | 70 | 84 | 84 | 84 |
| III 183510 | 7 | 49 | 82 | 82 | 82 | III 183510 X8 | 30 | 77 | 76 | 76,5 |
| III 183510 | 8 | 15 | 76 | 76 | 76 | III 183510 X8 | 17 | 65 | 71 | 68 |
| III 183510 | 9 | 20 | 75 | 76 | 75,5 | III 183510 X8 | 29 | 76 | 78 | 77 |
| III 183510 | 10 | 17 | 76 | 79 | 77,5 | III 183510 X8 | 31 | 78 | 78 | 78 |
| III 183510 | 11 | 26 | 80 | 80 | 80 | III 183510 X8 | 42 | 81 | 81 | 81 |
| III 183510 | 12 | 42 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X8 | 53 | 82 | 83 | 82,5 |
| III 183510 | 13 | 44 | 85 | 83 | 84 | III 183510 X8 | 59 | 84 | 84 | 84 |
| III 183510 | 14 | 10 | 68 | 67 | 67,5 | III 183510 X8 | 10 | 63 | 68 | 65,5 |
| III 183510 | 15 | 10 | 72 | 72 | 72 | III 183510 X8 | 20 | 73 | 76 | 74,5 |
| Media | | 30,0 | 77,6 | 78,7 | 78,2 | Media | 37,5 | 77,5 | 78,9 | 78,2 |
| DS | | 16,6 | 5,7 | 4,6 | 4,9 | DS | 21,4 | 6,4 | 4,6 | 5,5 |
| IC | | 5,1 | 1,8 | 1,4 | 1,5 | IC | 6,6 | 2,0 | 1,4 | 1,7 |
| Mediana | | 26 | 79 | 79 | 79 | Mediana | 31 | 78 | 80 | 79 |

Pie de tabla 4.6. 183510 – Implante grupo control; 183510 X8 – Implante grupo estudio Prototipo VIII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quotient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.7. Control VS Prototipo VIII – 3.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 183510 | 1 | 31 | 71 | 76 | 73,5 | III 183510 X8 | 39 | 77 | 72 | 74,5 |
| III 183510 | 2 | 16 | 73 | 76 | 74,5 | III 183510 X8 | 23 | 75 | 79 | 77 |
| III 183510 | 3 | 63 | 82 | 82 | 82 | III 183510 X8 | 64 | 83 | 82 | 82,5 |
| III 183510 | 4 | 75 | 83 | 82 | 82,5 | III 183510 X8 | 95 | 84 | 85 | 84,5 |
| III 183510 | 5 | 95 | 82 | 83 | 82,5 | III 183510 X8 | 65 | 83 | 84 | 83,5 |
| III 183510 | 6 | 25 | 75 | 74 | 74,5 | III 183510 X8 | 25 | 75 | 76 | 75,5 |
| III 183510 | 7 | 51 | 82 | 82 | 82 | III 183510 X8 | 60 | 83 | 84 | 83,5 |
| III 183510 | 8 | 80 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X8 | 86 | 85 | 85 | 85 |
| III 183510 | 9 | 38 | 81 | 78 | 79,5 | III 183510 X8 | 56 | 85 | 85 | 85 |
| III 183510 | 10 | 94 | 83 | 84 | 83,5 | III 183510 X8 | 88 | 84 | 85 | 84,5 |
| III 183510 | 11 | 88 | 83 | 84 | 83,5 | III 183510 X8 | 100 | 85 | 85 | 85 |
| III 183510 | 12 | 100 | 84 | 82 | 83 | III 183510 X8 | 95 | 86 | 86 | 86 |
| III 183510 | 13 | 40 | 78 | 81 | 79,5 | III 183510 X8 | 43 | 78 | 81 | 79,5 |
| III 183510 | 14 | 38 | 81 | 78 | 79,5 | III 183510 X8 | 58 | 84 | 82 | 83 |
| III 183510 | 15 | 58 | 84 | 83 | 83,5 | III 183510 X8 | 81 | 84 | 85 | 84,5 |
| Media | | 59,5 | 80,3 | 80,5 | 80,4 | Media | 65,2 | 82,1 | 82,4 | 82,2 |
| DS | | 26,9 | 4,0 | 3,1 | 3,4 | DS | 24,4 | 3,7 | 3,8 | 3,6 |
| IC | | 8,3 | 1,2 | 1,0 | 1,1 | IC | 7,6 | 1,1 | 1,2 | 1,1 |
| Mediana | | 58 | 82 | 82 | 82 | Mediana | 64 | 84 | 84 | 83,5 |

Pie de tabla 4.7. 183510 – Implante grupo control; 183510 X8 – Implante grupo estudio Prototipo VIII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quocient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.8. Control VS Prototipo VIII – 3.5 mm – Hueso Tipo III – INFRA sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 183510 | 1 | 46 | 80 | 78 | 79 | III 183510 X8 | 75 | 83 | 80 | 81,5 |
| III 183510 | 2 | 100 | 86 | 86 | 86 | III 183510 X8 | 100 | 86 | 86 | 86 |
| III 183510 | 3 | 100 | 85 | 84 | 84,5 | III 183510 X8 | 100 | 83 | 83 | 83 |
| III 183510 | 4 | 100 | 86 | 84 | 85 | III 183510 X8 | 88 | 85 | 84 | 84,5 |
| III 183510 | 5 | 94 | 85 | 85 | 85 | III 183510 X8 | 100 | 82 | 81 | 81,5 |
| III 183510 | 6 | 79 | 84 | 85 | 84,5 | III 183510 X8 | 43 | 81 | 80 | 80,5 |
| III 183510 | 7 | 62 | 84 | 84 | 84 | III 183510 X8 | 83 | 85 | 85 | 85 |
| III 183510 | 8 | 100 | 85 | 84 | 84,5 | III 183510 X8 | 100 | 85 | 84 | 84,5 |
| III 183510 | 9 | 100 | 85 | 83 | 84 | III 183510 X8 | 78 | 85 | 84 | 84,5 |
| III 183510 | 10 | 54 | 82 | 83 | 82,5 | III 183510 X8 | 40 | 80 | 81 | 80,5 |
| III 183510 | 11 | 48 | 80 | 81 | 80,5 | III 183510 X8 | 50 | 81 | 81 | 82 |
| III 183510 | 12 | 100 | 80 | 84 | 82 | III 183510 X8 | 78 | 82 | 85 | 83,5 |
| III 183510 | 13 | 100 | 86 | 85 | 85,5 | III 183510 X8 | 82 | 85 | 83 | 84 |
| III 183510 | 14 | 70 | 83 | 83 | 83 | III 183510 X8 | 80 | 84 | 84 | 84 |
| III 183510 | 15 | 100 | 81 | 80 | 80,5 | III 183510 X8 | 100 | 82 | 85 | 83,5 |
| Media | | 83,5 | 83,5 | 83,3 | 83,4 | Media | 79,8 | 83,3 | 83,2 | 83,2 |
| DS | | 20,8 | 2,2 | 2,0 | 2,0 | DS | 20,0 | 1,8 | 1,8 | 1,6 |
| IC | | 6,4 | 0,7 | 0,6 | 0,6 | IC | 6,2 | 0,6 | 0,6 | 0,5 |
| Mediana | | 100 | 84 | 84 | 84 | Mediana | 82 | 83 | 84 | 83,5 |

Pie de tabla 4.8. 183510 – Implante grupo control; 183510 X8 – Implante grupo estudio Prototipo VIII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quocient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.9. Control VS Prototipo VIII – 4.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 184010 | 1 | 27 | 80 | 79 | 79,5 | III 184010 X8 | 29 | 81 | 80 | 80,5 |
| III 184010 | 2 | 34 | 80 | 81 | 80,5 | III 184010 X8 | 56 | 82 | 82 | 82 |
| III 184010 | 3 | 46 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X8 | 76 | 84 | 84 | 84 |
| III 184010 | 4 | 55 | 83 | 81 | 82 | III 184010 X8 | 57 | 81 | 84 | 82,5 |
| III 184010 | 5 | 52 | 77 | 80 | 78,5 | III 184010 X8 | 100 | 86 | 85 | 85,5 |
| III 184010 | 6 | 31 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X8 | 57 | 83 | 83 | 83 |
| III 184010 | 7 | 41 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X8 | 59 | 84 | 83 | 83,5 |
| III 184010 | 8 | 42 | 83 | 82 | 82,5 | III 184010 X8 | 65 | 84 | 84 | 84 |
| III 184010 | 9 | 50 | 84 | 84 | 84 | III 184010 X8 | 90 | 86 | 86 | 86 |
| III 184010 | 10 | 32 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X8 | 60 | 81 | 80 | 80,5 |
| III 184010 | 11 | 70 | 77 | 77 | 77 | III 184010 X8 | 61 | 84 | 82 | 83 |
| III 184010 | 12 | 73 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X8 | 65 | 83 | 84 | 83,5 |
| III 184010 | 13 | 62 | 83 | 82 | 82,5 | III 184010 X8 | 100 | 79 | 78 | 78,5 |
| III 184010 | 14 | 44 | 77 | 79 | 78 | III 184010 X8 | 60 | 83 | 84 | 83,5 |
| III 184010 | 15 | 46 | 81 | 80 | 80,5 | III 184010 X8 | 77 | 84 | 85 | 84,5 |
| Media | | 47,0 | 80,4 | 80,4 | 80,4 | Media | 67,5 | 83,0 | 82,9 | 83,0 |
| DS | | 13,3 | 2,6 | 2,1 | 2,3 | DS | 18,0 | 1,9 | 2,1 | 1,9 |
| IC | | 4,1 | 0,8 | 0,6 | 0,7 | IC | 5,6 | 0,6 | 0,7 | 0,6 |
| Mediana | | 46 | 81 | 81 | 80,5 | Mediana | 61 | 83 | 84 | 83,5 |

Pie de tabla 4.9. 184010 – Implante grupo control; 184010 X8 – Implante grupo estudio Prototipo VIII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quocient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.10. Control VS Prototipo VIII – 4.0 mm – Hueso Tipo III – NORMO sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 184010 | 1 | 20 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X8 | 21 | 82 | 81 | 81,5 |
| III 184010 | 2 | 59 | 82 | 83 | 82,5 | III 184010 X8 | 70 | 81 | 82 | 81,5 |
| III 184010 | 3 | 75 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X8 | 70 | 82 | 82 | 82 |
| III 184010 | 4 | 50 | 81 | 82 | 81,5 | III 184010 X8 | 71 | 81 | 81 | 81 |
| III 184010 | 5 | 35 | 85 | 85 | 85 | III 184010 X8 | 55 | 84 | 84 | 84 |
| III 184010 | 6 | 47 | 75 | 75 | 75 | III 184010 X8 | 66 | 72 | 73 | 72,5 |
| III 184010 | 7 | 64 | 84 | 84 | 84 | III 184010 X8 | 89 | 84 | 84 | 84 |
| III 184010 | 8 | 85 | 81 | 84 | 82,5 | III 184010 X8 | 90 | 82 | 85 | 83,5 |
| III 184010 | 9 | 80 | 85 | 85 | 85 | III 184010 X8 | 81 | 79 | 78 | 78,5 |
| III 184010 | 10 | 89 | 77 | 77 | 77 | III 184010 X8 | 85 | 85 | 84 | 84,5 |
| III 184010 | 11 | 90 | 85 | 85 | 85 | III 184010 X8 | 67 | 84 | 84 | 84 |
| III 184010 | 12 | 76 | 84 | 82 | 83 | III 184010 X8 | 91 | 83 | 83 | 83 |
| III 184010 | 13 | 65 | 83 | 82 | 82,5 | III 184010 X8 | 90 | 83 | 84 | 83,5 |
| III 184010 | 14 | 57 | 84 | 84 | 84 | III 184010 X8 | 84 | 85 | 85 | 85 |
| III 184010 | 15 | 56 | 81 | 84 | 82,5 | III 184010 X8 | 67 | 81 | 83 | 82 |
| Media | | 63,2 | 82,1 | 82,4 | 82,2 | Media | 73,1 | 81,9 | 82,2 | 82,0 |
| DS | | 19,4 | 2,8 | 2,8 | 2,7 | DS | 17,6 | 3,1 | 3,0 | 3,0 |
| IC | | 6,0 | 0,9 | 0,9 | 0,8 | IC | 5,5 | 1,0 | 0,9 | 0,9 |
| Mediana | | 64 | 83 | 83 | 82,5 | Mediana | 71 | 82 | 83 | 83 |

Pie de tabla 4.10. 184010 – Implante grupo control; 184010 X8 – Implante grupo estudio Prototipo VIII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quocient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.11. Control VS Prototipo VIII – 4.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA con fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 184010 | 1 | 17 | 68 | 77 | 72,5 | III 184010 X8 | 25 | 71 | 68 | 69,5 |
| III 184010 | 2 | 12 | 71 | 71 | 71 | III 184010 X8 | 25 | 76 | 76 | 76 |
| III 184010 | 3 | 25 | 76 | 79 | 77,5 | III 184010 X8 | 10 | 74 | 76 | 75 |
| III 184010 | 4 | 10 | 67 | 59 | 63 | III 184010 X8 | 10 | 62 | 62 | 62 |
| III 184010 | 5 | 10 | 65 | 57 | 61 | III 184010 X8 | 10 | 77 | 77 | 77 |
| III 184010 | 6 | 5 | 61 | 65 | 63 | III 184010 X8 | 14 | 72 | 72 | 72 |
| III 184010 | 7 | 30 | 70 | 72 | 71 | III 184010 X8 | 49 | 75 | 75 | 75 |
| III 184010 | 8 | 40 | 76 | 77 | 76,5 | III 184010 X8 | 69 | 76 | 57 | 66,5 |
| III 184010 | 9 | 33 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X8 | 61 | 78 | 82 | 80 |
| III 184010 | 10 | 51 | 76 | 75 | 75,5 | III 184010 X8 | 52 | 81 | 82 | 81,5 |
| III 184010 | 11 | 51 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X8 | 52 | 76 | 81 | 78,5 |
| III 184010 | 12 | 41 | 66 | 72 | 69 | III 184010 X8 | 57 | 79 | 83 | 81 |
| III 184010 | 13 | 30 | 77 | 80 | 78,5 | III 184010 X8 | 53 | 79 | 83 | 81 |
| III 184010 | 14 | 12 | 77 | 80 | 78,5 | III 184010 X8 | 65 | 76 | 58 | 67 |
| III 184010 | 15 | 34 | 79 | 82 | 80,5 | III 184010 X8 | 46 | 79 | 82 | 80,5 |
| Media | | 26,7 | 72,1 | 73,2 | 72,6 | Media | 39,9 | 75,4 | 74,3 | 74,8 |
| DS | | 14,7 | 5,4 | 7,3 | 6,0 | DS | 21,0 | 4,4 | 8,8 | 5,9 |
| IC | | 4,6 | 1,7 | 2,2 | 1,9 | IC | 6,5 | 1,4 | 2,7 | 1,8 |
| Mediana | | 30 | 76 | 76 | 75,5 | Mediana | 49 | 76 | 76 | 76 |

Pie de tabla 4.11. 184010 – Implante grupo control; 184010 X8 – Implante grupo estudio Prototipo VIII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quocient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Tabla 4.12. Control VS Prototipo VIII – 4.0 mm – Hueso Tipo III – INFRA sin fresa de perfil

| Tipo de hueso / Impl Ref | Nº | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B | Tipo de hueso / Impl Ref | T.I. N/cm | ISQ A | ISQ B | ISQ Media A + B |
|--------------------------|----|-----------|-------|-------|-----------------|--------------------------|-----------|-------|-------|-----------------|
| III 184010 | 1 | 60 | 78 | 79 | 78,5 | III 184010 X8 | 78 | 80 | 80 | 80 |
| III 184010 | 2 | 76 | 81 | 82 | 81,5 | III 184010 X8 | 87 | 82 | 82 | 82 |
| III 184010 | 3 | 84 | 82 | 82 | 82 | III 184010 X8 | 94 | 83 | 83 | 83 |
| III 184010 | 4 | 94 | 81 | 81 | 81 | III 184010 X8 | 94 | 79 | 79 | 79 |
| III 184010 | 5 | 29 | 76 | 77 | 76,5 | III 184010 X8 | 27 | 69 | 75 | 72 |
| III 184010 | 6 | 39 | 76 | 76 | 76 | III 184010 X8 | 41 | 75 | 77 | 76 |
| III 184010 | 7 | 26 | 77 | 77 | 77 | III 184010 X8 | 26 | 70 | 71 | 70,5 |
| III 184010 | 8 | 53 | 83 | 84 | 83,5 | III 184010 X8 | 88 | 81 | 82 | 81,5 |
| III 184010 | 9 | 31 | 50 | 51 | 50,5 | III 184010 X8 | 76 | 76 | 82 | 79 |
| III 184010 | 10 | 93 | 86 | 86 | 86 | III 184010 X8 | 84 | 84 | 81 | 82,5 |
| III 184010 | 11 | 74 | 83 | 83 | 83 | III 184010 X8 | 70 | 81 | 79 | 80 |
| III 184010 | 12 | 60 | 77 | 79 | 78 | III 184010 X8 | 45 | 79 | 76 | 77,5 |
| III 184010 | 13 | 50 | 79 | 79 | 79 | III 184010 X8 | 56 | 76 | 76 | 76 |
| III 184010 | 14 | 51 | 75 | 77 | 76 | III 184010 X8 | 59 | 76 | 79 | 77,5 |
| III 184010 | 15 | 67 | 82 | 81 | 81,5 | III 184010 X8 | 47 | 80 | 78 | 79 |
| Media | | 59,1 | 77,7 | 78,3 | 78,0 | Media | 64,8 | 78,1 | 78,7 | 78,4 |
| DS | | 21,5 | 8,0 | 7,8 | 7,9 | DS | 22,7 | 4,2 | 3,2 | 3,5 |
| IC | | 6,7 | 2,5 | 2,4 | 2,4 | IC | 7,0 | 1,3 | 1,0 | 1,1 |
| Mediana | | 60 | 79 | 79 | 79 | Mediana | 70 | 79 | 79 | 79 |

Pie de tabla 4.12. 184010 – Implante grupo control; 184010 X8 – Implante grupo estudio Prototipo VIII; TI - Torque de inserción; ISQ - Implant stability quocient; DS - Desviación Standard; IC - Intervalo de Confianza

Contrato de Colaboración SOADCO, S.L.

Bernardo Ferreira de Lemos

**CONTRATO DE COLABORACIÓN ENTRE
SOADCO, S. L. y EL Sr. BERNARDO LEMOS**

En Escaldes, a 25 de febrero de 2019

REUNIDOS

DE UNA PARTE,

La empresa SOADCO. SL, en lo sucesivo SOADCO con número de Registro de Comercio 913749H y Número de Registro Tributario L-702549-T y sede social en la Avinguda Fiter i Rossell, 4 bis local 2 de Escaldes-Engordany, Andorra, constituida ante el notario D. Matías Aleix Santuré, el día 30 de noviembre de 1993 bajo el número 2.337 de su Protocolo e inscrita en el Registro Mercantil de Sociedades del M.I Govern d'Andorra con el número 7.393, Libro S-44, folios 89 a 96, con fecha de inscripción de 9 de diciembre de 1993, y en su nombre y representación, Dª Mercedes Roldán Chesa, con Número de Registro Tributario F-193939-X actuando en calidad de Administradora Única, en virtud de escritura pública otorgada en fecha 26 de julio de 2007 ante el ilustre notario de les Valls Don Isidre Bartomeu Martínez con número de protocolo 2240

Y DE LA OTRA,

D. BERNARDO LEMOS, mayor de edad, provisto Pasaporte P308973, licenciado en Medicina Dentaria actuando en nombre propio y con domicilio en Porto, Portugal.

Ambas partes intervienen según lo anteriormente indicado y, reconociéndose mutuamente la capacidad necesaria para contratar y obligarse, en la respectiva calidad en que actúan.

Página 1 de 4

ML

Bernardo Ferreira de Lemos

II

MANIFIESTAN

- 1.- Que SOADCO es una empresa dedicada a la fabricación, diseño y venta de implantes Odontológicos con un especial interés en colaborar con el progreso científico y la transferencia de conocimiento.
- 2.- Que el Sr. Bernardo Lemos es un licenciado en Medicina Dentaria interesado en realizar una investigación de desarrollo experimental bajo los términos "Análisis y valoración de cambios morfológicos en el implante Klockner VEGA para el desarrollo de un nuevo prototipo. Tesis Industrial"

Que por lo anteriormente expuesto, ambas partes mediante el presente contrato pretenden regular además de dicha colaboración la confidencialidad respecto de los productos, instrumentos y demás información a los que tenga acceso el Sr. Bernardo Lemos, como consecuencia del encargo realizado por SOADCO, con arreglo a los siguientes.

III

CLAUSULAS

PRIMERA. – OBJETO DEL CONTRATO.

El objeto del presente contrato es la realización por parte del Sr. Bernardo Lemos un trabajo de investigación de desarrollo experimental bajo los términos "Análisis y valoración de cambios morfológicos en el implante Klockner VEGA para el desarrollo de un nuevo prototipo. Tesis Industrial"

SEGUNDA. – PARTICIPANTES EN LA ACTIVIDAD OBJETO DEL CONTRATO.

La actividad objeto del presente contrato será supervisada por un grupo de trabajo perteneciente a la Universidad de Sevilla y a la empresa SOADCO. Por parte de la Universidad de Sevilla los Sres. Mariano Herrero y Jose Vicente Rios como Tutor y Director respectivamente, y por parte de la empresa SOADCO el Sr. Jordi Martínez

Página 2 de 4

MB

Bernardo Ferreira de Lemos

TERCERA. – PERIODO DE EJECUCIÓN.

El presente contrato de colaboración iniciará su vigencia en el momento de su firma y tendrá una duración de 1 año.

CUARTA. – IMPORTE.

La contraprestación para la realización del proyecto se estima en un valor estadístico de 2.000€ que será abonado en material (implantes, fresas, etc.) provisto por SOADCO bien directamente al Sr Bernardo Lemos o bien a los colaboradores designados por el Sr. Bernardo Lemos para la realización de pruebas complementarias en el trabajo de investigación.

A continuación se detallan en dos tablas el detalle de los implantes y fresas a proveer.

| Implantes | 3 | 3,5 | 6 | 6,5 | Fresas | 10-02-01 T | 10-02-02 T | 10-02-03 T | 10-02-05 T | 10-02-06 T | 10-02-09 T |
|-----------------|-----|-----|-----|-----|---------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|
| MAR | 100 | 100 | 100 | 100 | | | | | | | |
| Viga "B" | 50 | 50 | 50 | 50 | | 6 | 6 | 6 | 6 | 6 | 6 |
| Viga "A" | | 50 | 50 | | | | | | | | |
| Viga "C" | 50 | 50 | 50 | 50 | | | | | | | |
| Estructal | 200 | 250 | 250 | 200 | | 6 | 6 | 6 | 6 | 6 | 6 |
| Total implantes | 500 | | | | Total fresas: | 36 | | | | | |

QUINTA. – CONFIDENCIALIDAD D LA INFORMACIÓN Y DERECHOS DE PROPIEDAD INDUSTRIAL.

Los resultados del trabajo de investigación del Sr. Bernardo Lemos objeto de este contrato de colaboración deberán ser presentados en primer lugar a la empresa SOADCO desde donde se procederá a su evaluación. Una vez realizado dicho trámite, el Sr. Bernardo Lemos estará autorizado a utilizar los resultados del trabajo de investigación para su publicación, como artículos, ponencias, conferencias, en revistas y seminarios de carácter científico.

SEXTA. – RESCISIÓN.

Las partes podrán renunciar o modificar el presente contrato en cualquier momento por mutuo acuerdo.

ML

Cualquier trasgresión de las estipulaciones de este contrato permitirá a la parte perjudicada de optar por exigir el cumplimiento o la resolución.

Y PARA QUE ASÍ CONSTE Y EN PRUEBA DE CONFORMIDAD, las partes lo otorgan y firman en todas sus páginas, en duplicado ejemplar y a un solo efecto, en lugar y fecha indicados en su encabezamiento.



D. MERCEDES ROLDÁN CHESA
SOADCO SL



D. BERNARDO LEMOS

Difusión de la Investigación



CONGRESO MUNDIAL DE ESTÉTICA DENTAL


El Comité Científico certifica que el trabajo con título:


**INFLUENCE OF ABUTMENT HEIGHT
AND ANGULATION IN RESONANCE FREQUENCY
ANALYSIS MEASUREMENTS**


De los autores:

Bernardo Lemos
Falcão, Artur • López, Paula
Díaz-Castro, Carmen • Falcão, Carlos
Herrero-Climent, Mariano


Ha sido presentado como
Póster Investigación
en el Congreso SEPES IFED
celebrado en Barcelona del 10 al 12 de octubre de 2019



DR. MIGUEL ROIG CAYÓN
Presidente de SEPES


PROF. JAIME A. GIL
Presidente de IFED


DR. NACHO RODRÍGUEZ
Co-presidente del
Comité Científico

Organizado por


Sociedad Española de Prótesis
Estomatológica y Estética


INTERNATIONAL FEDERATION
OF ESTHETIC DENTISTRY

IFED-SEPESBCN2019 10-12 de octubre



CERTIFICA-SE QUE

BERNARDO FERREIRA DE LEMOS



FOI AUTOR APRESENTADOR DA COMUNICAÇÃO ORAL COM O TÍTULO *INFLUÊNCIA DA MORFOLOGIA DO IMPLANTE NA ESTABILIDADE IMPLANTAR, TESE INDUSTRIAL*, NO 28º CONGRESSO DA ORDEM DOS MÉDICOS DENTISTAS, QUE DECORREU EM LISBOA (FIL), PORTUGAL, DE 14 A 16 DE NOVEMBRO DE 2019.




O BASTONÁRIO DA ORDEM DOS MÉDICOS DENTISTAS
ORLANDO MONTEIRO DA SILVA

Article

Relevant Design Aspects to Improve the Stability of Titanium Dental Implants

M. Herrero-Climent ¹, P. López-Jarana ¹, B. F. Lemos ^{1,2} , F. J. Gil ³, C. Falcão ^{1,2},
J. V. Ríos-Santos ^{4,*}  and B. Ríos-Carrasco ⁴

¹ Porto Dental Institute, 4150-518 Porto, Portugal; dr.herrero@herrerocliment.com (M.H.-C.); plopezjarana@gmail.com (P.L.-J.); bpvflemos@gmail.com (B.F.L.); cfalcao@ufp.edu.pt (C.F.)

² Faculty of Health Sciences, Fernando Pessoa University, 4249-004 Porto, Portugal

³ Faculty of Dentistry, Bioengineering Institute of Technology, International University of Catalonia, 08017 Barcelona, Spain; xavier.gil@uic.es

⁴ Department of Periodontology, University of Seville, 41009 Seville, Spain; brios@us.es

* Correspondence: jvrios@us.es; Tel.: +34-95-448-1121; Fax: +34-95-448-1157

Received: 8 March 2020; Accepted: 15 April 2020; Published: 17 April 2020



Abstract: Post-extractional implants and immediate loading protocols are becoming much more frequent in everyday clinical practice. Given the existing literature about tapered implants, the objective of this paper was to understand whether implant shape had a direct influence on the results of the insertion torque (IT) and implant stability quotient (ISQ). Seven tapered implant prototypes were developed and distributed into three groups and compared with a control cylindrical implant—VEGA by Klockner Implant System. The implants were inserted into bovine bone type III according to Lekholm and Zarb Classification. The sample size was $n = 30$ for the three groups. Final IT was measured with a torquemeter, and the ISQ was measured with Penguin Resonance Frequency Analysis (RFA). Modifications done to the Prototype I did not reveal higher values of the ISQ and IT when compared to VEGA. In the second group, when comparing the five prototypes (II–VI) with VEGA, it was seen that the values of the ISQ and IT were not always higher, but there were two values of the ISQ that were statistically significantly higher with the 4.0 mm diameter Prototypes II (76.3 ± 6.1) and IV (78 ± 3.7). Prototype VII was the one with higher and significant values of the ISQ and IT. In both diameters and in both variables, all differences were statistically significant enough to achieve the higher values of primary stability values (IT and ISQ). Given the limitations of this study, it can be concluded that when there is an increase of the diameter of the implant and body taper, there is an increase of the ISQ and IT, showing that the diameter of the implant is an important criteria to obtain higher values of primary stability.

Keywords: dental implant; tapered implant; implant design; immediate loading; insertion torque; ISQ; RFA

1. Introduction

The use of dental implants is currently a common procedure in dental practice, and its use as another therapeutic tool in treatment plans for oral rehabilitation is a daily occurrence with a 95%–100% success rate [1–3], thus showing the high predictability of implant treatments and the simplicity of their application in most of the procedures in which they are necessary [4]. Nowadays, scenarios considered complex or risky years ago, like post-extractional implants and immediate loading, have become frequent clinical procedures [5]. The review of Slagter et al. showed that the one-year survival rate of single post-extractional implant placement in the aesthetic zone was 97.1% [6–9]. Immediately loaded and conventionally loaded implants have shown implant survival rates of 98.2% and 98.5%, respectively, after two years [10].

Most patients do not want to be toothless, which explains why the immediate loading procedure and/or post-extractional implants have become a common option in most dental practices [11].

Both surgical protocols for post-extractional implants and immediate loading depend on diverse critical factors [12]. One of these crucial factors is the primary stability of the implant when it is inserted into bone [13]. The cumulative survival rate for post-extractional dental implants and immediate loading (before seven days after implant installation), as published by Gallucci et al. in 2018 in the ITI (International Team for Implantology) Consensus, was 98.4% (median 100%; range 87.5%–100%) with a mean follow-up of 28.9 months (SD = 15.2; range 12–60). The success rates ranged from 87% to 100% [9,12,14].

As mentioned previously, primary stability is a key factor to consider on post-extractional implants and immediate loading [15]. It is a mechanical property of the implant described by the resistance forces that an implant achieves when it is inserted inside the preparation drill [16]. There are several ways to measure stability, and two of the most used are insertion torque (IT) and Resonance Frequency Analysis (RFA), both of which are used to measure the implant stability quotient (ISQ) [17].

Several researchers have described different techniques in order to achieve higher levels of primary stability, which is considered crucial for these procedures [18]. The macro design of the implant improves the result of primary stability and osseointegration success [19]. Different studies have evaluated an implant macro design that could be modified in order to increase the mean values of primary stability [20].

The macro design of a dental implant is made up of different features that could influence the primary stability. Therefore, the shape of the thread, the type of implant body, and even the shoulder design have been studied [21–23].

The morphology of threads represents another challenge to engineers because of the depth, the shape, and the thread pitch. In order to increase the implant surfaces in contact to bone and to achieve higher levels of primary stability, the threads have a long and rectangular design [24]. The thread pitch is measured by the distance between two threads on the same side of the implant [25]. It is important to take the lead of the thread pitch into consideration; this is defined as the distance between one rotation movement of the thread on an axial direction [25,26], and it can affect the insertion speed of the implant [27]. The shape of the threads is determined by their thickness and type of angle [28]. As such, we there are threads of the V, squared, reinforced, and inverse reinforcement shapes [19]. The thread pitch is the distance between the center of one thread and the next one perpendicular to the implant. The smaller the distance between them, the greater the implant surface in contact with bone, which improves the distribution of forces of it [26].

The depth of the thread is the distance from the tip of the thread to the implant body. The width of the thread is the distance between the most coronal part of the thread and the apical at the level of the tip of the thread [29].

The design of the thread must ensure a balance between the axial and non-axial forces that are generated on the implant, distributing them as well as possible to the surrounding bone [30].

The vertical sulcus around the body of the implant represents another anatomic reference point of the macro design of the implant that could help increase the mean values of their primary stability [31]. These vertical sulci could be non-self-tapping, compacting, or impacting, depending on the sense on the groove [32]. The self-tapping design has shown higher levels of stability during the osseointegration process compared to non-self-tapping implants [33].

In this sense, the implant body could be cylindrical or conical (parallel or tapered implant, respectively). Tapered implants, as compared to parallel (cylindrical) implants, are traditionally designed to provide better stability and to facilitate the surgical protocol of dental implants [34,35]. The tapered implant shows advantages on many clinical situations like low density or type III bone (Lekholm and Zarb Classification), immediate loading, and immediate implants [28,36]. Anatomic locations like the posterior with low density bone like maxilla and mandibular bones have demonstrated a 100% survival rate with tapered implant and immediate loading [34]. Recent publications on

macro design implants for immediate loading show higher levels of torque insertion with tapered implants [37,38].

A clinician can measure primary stability using torque insertion values according to the manufacturer's advisement or by registering the analysis of radiofrequency resonance (RFA) [17]. RFA is a non-invasive method to express the horizontal interface between the implant and the preparation bone drill [16]. RFA was described by Meredith in 1997 and is based on a piezoelectric system within a specific frequency meant to make the implant vibrate inside the preparation drill. Implant resistance to vibration is measured by the device and it transformed into an ISQ value (implant stability quotient within a 0–100 scale, 100 being the maximum implant stability) [16,39].

Insertion torque during tapping is mainly produced by the resistance forces from the cortical bone around the neck of the implant. Both methods have been used to evaluate primary stability, but these parameters could be influenced by bone equality, drill technique, and implant design [40]. The RFA could be measured by using different RFA technologies such as the Osstell ISQ instrument, which has been proven to be a repeatable and reproducible tool [16]. Recently, another device to register RFA values has become available: the Penguin RFA too. The evidence published about these new technologies showed an Intraclass Correlation Coefficient (ICC) of 0.933 and 0.944 for transducers from each system, respectively [41]. Furthermore, the *in vitro* studies comparing these two RFA technologies (Osstell ISQ and Penguin RFA) have demonstrated repeatability and reproducibility [42].

These RFA studies confirmed that an inverse correlation between the values of the ISQ and the lateral movement of the implant exists. This means that the ISQ is a metric that can be used to register the quantity of micromovements that can cause posterior fibro osseous integration [43,44]. In 2015, Brizuela et al. concluded that the insertion torque measures the resistance force that the preparation bone drill offers at the implant installation in an apical direction [17]. Dental implants have improved their biological, chemical, and mechanical properties to achieve better survival rates [45,46].

The aim of this article was to study the influence on primary stability mean values when several areas of the macro design of tapered implants were modified.

2. Materials and Methods

In the present study, all the implants used were from Klockner Implant System and were VEGA implants (bone level type implants) (SOADCO S.L., Escaldes-Engordany /Andorra).

The Klockner Implant System Company has been searching for an improvement on implant stability for their VEGA implant. For this purpose, 7 prototypes were designed and divided into 3 groups, and the results were obtained with the aim to reach a design that allowed for an increased value of the IT and ISQ. The control group was the VEGA implant, which was compared to every group. One type of bone density was used to evaluate these two variables according to the Lekholm and Zarb Classification, and this was the type III bovine kneecap. The measurements of the insertion torque were made with a Tohnichi ATG6CN torquemeter (Tohnichi Mfg. Co Ltd., Tokyo, Japan), and the measurements of the ISQ values were made with a Penguin RFA device (Integration Diagnostics, Sweden). For the ISQ values, two measurements that were perpendicular to each other and perpendicular to the MulTipeg in each implant were obtained, after which an average of the two measurements was calculated. The MulTipegs used were the following: For the 3.5 mm diameter MulTipeg, the reference was 55065, number 57, and for the 4.0 mm diameter MulTipeg, the reference was 55034, number 26.

All implants were tested in 3.5 and 4.0 mm diameters, and all were 10 mm in length. The sample size was calculated with N Query Advisor v4.0 for $p < 0.05$ based on two studies [16,47]. The calculated sample size was $n = 30$ for each group.

The preparation technique was the one recommended by company (Figure 1).

Every example of the shape and the macro design values is given with reference to the 3.5 mm diameter implants.

This study was carried out in a consecutive way; that is, as the results of the first group were obtained, the next group was made with modifications applied to it, and so on, to obtain a significant increase of the primary stability results of the ISQ and IT.

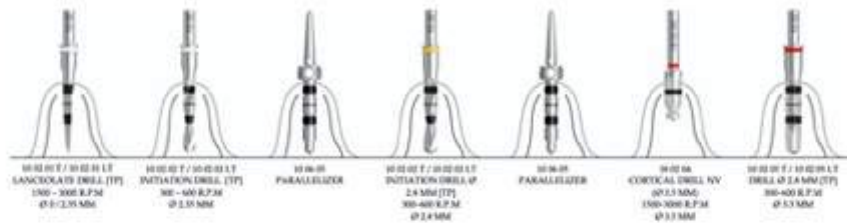


Figure 1. Preparation technique for the 3.5 mm diameter implants.

1st Group: VEGA vs Prototype I

The first modifications of the macro design of the VEGA implant were made in Prototype I. By maintaining the same diameter (3.55 mm) at the maximum diameter point and decreasing it in the apical diameter portion (2.5–2.0 mm), we brought an increase of the taper of the implant; there was also an increase on the thickness of the threads (0.14–0.17 mm) and the introduction of vertical grooves in a clockwise direction that made the implant self-tapping. In Figure 2, we can observe the Prototype I being compared to the VEGA.

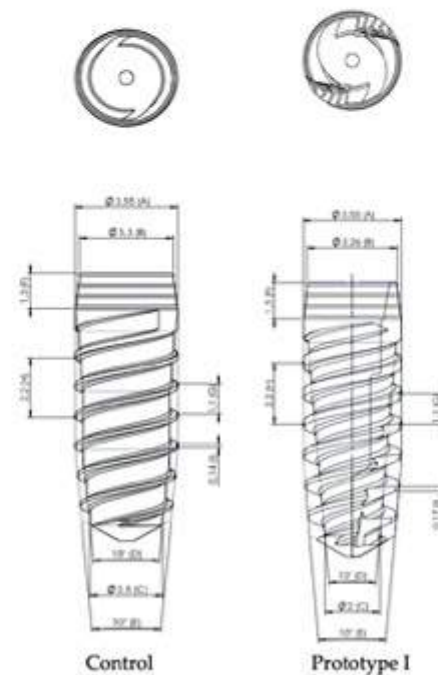


Figure 2. Control design and Prototype I with a more conical core, increased thickness of threads, and the introduction of helicoidal grooves.

2nd Group: Control vs Prototypes II, III, IV, V, and VI.

After getting the results from the 1st group, the 2nd group had the main objective of evaluating the difference between having vertical grooves in different numbers and directions and whether there was a significant increase of the implant stability in one of these different designs. Prototypes II and III had vertical grooves in the counter clockwise direction, which provided them with the ability to compact the bone in the apical region where they were placed. This fact produces them self-compacting implants. Prototypes IV and V, like Prototype I, had vertical grooves in the clockwise direction, so these were self-tapping implants. Prototype VI was the only one to have vertical grooves in the direction of the apex. Additionally, there was an increase of 0.1 mm in the maximum diameter of all 5 Prototypes when compared to the control. The apical diameter decreased 0.6 mm from the control. These modifications had the goal to increase taper.

When compared to Prototype I, the main differences were the increase of 0.1 mm of maximum diameter, the decrease of the apical diameter of 0.1 mm, and the decrease of the thread of by 0.02 mm.

Prototype II: 3 grooves in counter clockwise direction—self-compacting.

Prototype III: 4 grooves in counter clockwise direction—self-compacting.

Prototype IV: 3 grooves in clockwise direction—self-tapping.

Prototype V: 4 grooves in clockwise direction—self-tapping.

Prototype VI: 4 vertical grooves.

The different prototypes can be observed in Figure 3.

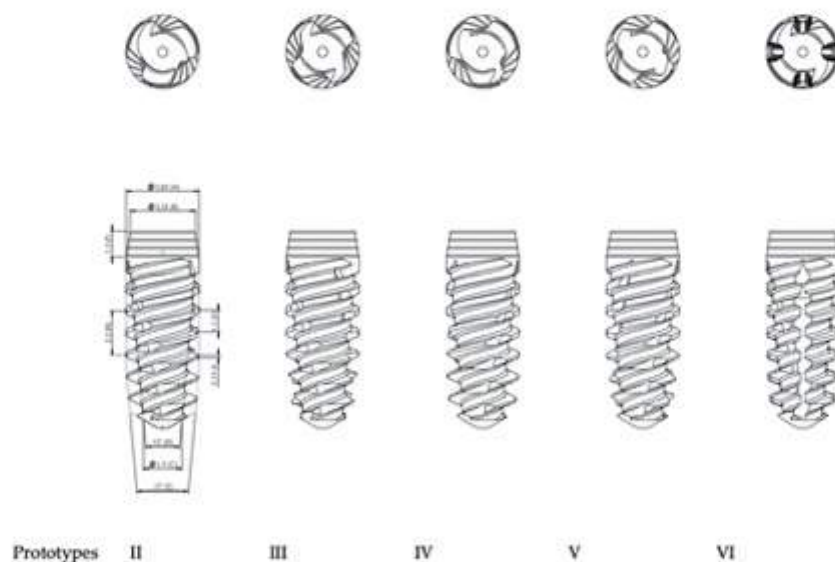


Figure 3. Prototypes II, III, IV, V, and VI with different vertical grooves in different numbers and directions.

3rd Group: Control Versus Prototype VII.

After getting the results from the 2nd group, there was a necessity to have higher ISQ and IT values, so we followed these modifications for the Prototype VII:

We introduced a 0.2 mm wider maximum diameter core that was cylindrical until the last two millimeters and then conical shaped to the control implant (VEGA). The apical diameter was decreased

0.6 mm with the goal of increasing the taper. The threads also had similar tapers to the body, and there was an increase of 0.2 mm on the thread width (Figure 4). When compared with Prototypes II, III, IV, V, and VI, the main differences were the increase of 0.1 mm on the maximum diameter, the increase of 0.1 mm of the apical diameter, the last 2 mm of the core were cylindrical, and the rest of the core was conical, thus making the implant have a higher taper compared to the other 5 prototypes (+6°). There was also an increase of 0.1 mm of the thread width.

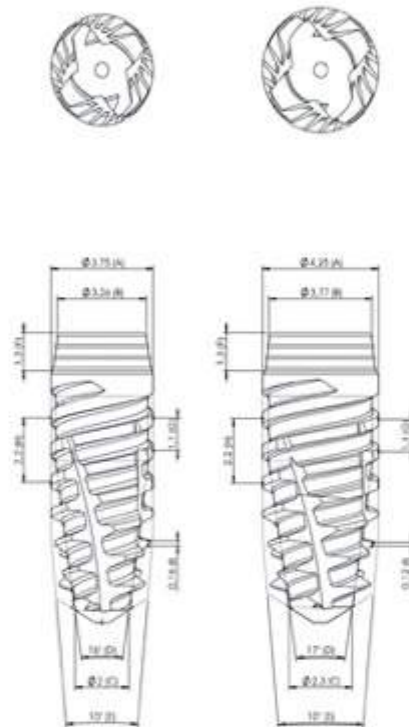


Figure 4. Prototype VII with two diameters.

Statistical Analysis

To determine if there were statistically significant differences between the different studied variables, the Minitab 16 Statistical Software was used. If the values met a normal distribution ($p > 0.05$) and 2 groups of independent data could be compared, the statistical analysis was performed using the Student's parametric *t*-test. When the values did not meet a normal distribution ($p < 0.05$) and two groups of independent data were compared, the analysis was performed with a non-parametric Mann-Whitney test.

3. Results

1st Group: Control vs Prototype I

Prototype I was shown to have higher ISQ values, but they were not statistically significant.

With the modifications that were made, the increase that was made in the thread thickness, the reduction of apical diameter, and the presence of the longitudinal sulcus in the control implant were not enough to have a significant increase of the IT and ISQ.

2nd Group: Control vs Prototypes II, III, IV, V, and VI.

The five new prototypes did not show significant differences of IT and ISQ values at the 3.5 mm diameter.

In the 4.0 mm diameter implants, there was a significant difference of the ISQ, mainly with Prototypes II (76.3 ± 6.1) and IV (78.0 ± 3.7) when compared to control (73.8 ± 6.8).

When comparing them with each other, none of the five studied prototypes showed a better performance of the IT or ISQ. From these results, it was seen that none of the longitudinally-shaped sulci offered better ISQ or IT values.

3rd Group: Control vs Prototype VII

There was an increase of the IT and ISQ values when compared to the control. Prototype VII was shown to have significant differences in IT and ISQ values in type III bone with both 3.5 and 4.0 mm diameter implants. ($p < 0.05$).

4. Discussion

Primary stability is a crucial factor for the process of osseointegration. Besides that, it is an important factor in certain protocols like post-extractional implants and even more so in immediate loading. For these protocols, it is essential that stability levels are as high as possible [28].

Conical-designed implants have been shown to achieve better levels of primary stability than those with parallel walls. Even in situations that are not very favorable to the protocols described above, such as poor bone quality, conical implants have obtained better levels of stability. In this sense, the authors of this paper wanted to review the effect on stability levels by varying different parts of the macroscopic design of the implant.

According to Ryu et al. 2014 in a literature review, it has been concluded that if the main goal is primary stability, then square-shaped threads are the ones that offer the higher levels of the IT and ISQ [26].

Taking this into account, all the prototypes created here had squared-shaped threads.

In group 1 of the ITI consensus in 2018, Jung et al. focused on the influence of length and implant design by analyzing a total of 29 articles, including three RCTS with three years of follow-up. In total, 245 patients and 388 implants were studied. Clinical recommendations specify that tapered implants may be an option to consider in cases of damage to anatomical structures or case at risk of producing some apical fenestration. Regarding the use of these implants as tools to achieve better levels of insertion torque, the authors considered tapered implants as an alternative, although the long-term results are still not clear [48].

For the 3.5 mm diameter Prototype I, there was not an increase of IT compared to VEGA (IT values: VEGA = 30.1 Ncm/Prototype I = 22.2 Ncm/ $p = 0.025$). (Table 1). On the other hand, there was an increase of the ISQ, even though it was not statistically significant (ISQ values: VEGA = 71.4/Prototype I = 71.5/ $p = 0.6841$). For the 4.0 mm diameter implant, there was an increase of both the IT and ISQ (IT values: VEGA-17.9Ncm/Prototype I-21.3Ncm/ $p = 0.0695$) (ISQ values: VEGA = 64.8/Prototype I = 66.6/ $p = 0.454$). With these findings, we could conclude that just varying the apical diameter, the shape of the body, and the presence of the lateral groove was not enough to ensure that there was a statistically significant increase for both diameters (3.5 and 4 mm) of the ISQ and IT in relation to the control implant. This led the study to continue varying implant design in order to achieve higher values of the ISQ and IT. For that, a second group was created with five new prototypes in order to evaluate if there was any difference when applying different types of vertical grooves.

Table 1. Values of the insertion torque (IT) and implant stability quotient (ISQ) from the 1st group, the control, and Prototype I with 3.5 and 4.0 mm diameters; the yellow values are the statistically significant ones.

| Implant | IT - N/cm | | | ISQ | | |
|-----------------|-----------|---------|------|------|---------|------|
| | Mean | p Value | SD | Mean | p Value | SD |
| VEGA—3.5 | 30.1 | 0.025 | 16.3 | 71.4 | 0.6841 | 7.8 |
| Prototype I—3.5 | 22.2 | | 8.2 | 71.5 | | 6.1 |
| VEGA—4.0 | 17.9 | 0.0695 | 10.8 | 64.8 | 0.454 | 10.7 |
| Prototype I—4.0 | 21.3 | | 11.2 | 66.6 | | 7.9 |

In the second group) (Table 2), the comparison between Prototypes II, III, IV, V, and VI with different types of vertical grooves—either in number or in direction—did not demonstrate that there was a type of groove with better results of the ISQ or IT that were statistically significant. Only with Prototypes II and IV were there statistically significant increases of the ISQ when compared to the control (ISQ values: VEGA = 73.8/Prototype II = 76.3/Prototype IV = 78.0). At this time, we could not conclude that there was a clear best prototype design between the five regarding ISQ and IT values. Even so, the chosen type of vertical grooves were those of Prototype III because they were self-bone compacting and because of the clinical perception of being an easier implant to manage/handle by operators.

Table 2. Values of the IT and ISQ from the 2nd group—control and Prototypes II, III, IV, V, and VI with 3.5 and 4.0 mm diameters; the yellow values are the statistically significant ones.

| Implant | IT - N/cm | | | ISQ | | |
|-------------------|-----------|---------|------|------|---------|-----|
| | Mean | p Value | SD | Mean | p Value | SD |
| VEGA—3.5 | 28.7 | - | 14.9 | 71.9 | - | 8.9 |
| Prototype II—3.5 | 27.9 | 0.267 | 13.5 | 75.4 | 0.051 | 4.9 |
| Prototype III—3.5 | 26.7 | | 16.9 | 74.6 | | 4.7 |
| Prototype IV—3.5 | 25.8 | | 14.2 | 74.8 | | 5.5 |
| Prototype V—3.5 | 23.2 | | 11.8 | 72.1 | | 6.9 |
| Prototype VI—3.5 | 22.3 | | 12.7 | 71.4 | | 7.8 |
| VEGA—4.0 | 37.8 | - | 20.4 | 73.8 | - | 6.8 |
| Prototype II—4.0 | 36.7 | 0.625 | 19.7 | 76.3 | 0.012 | 6.1 |
| Prototype III—4.0 | 30.2 | | 13.5 | 75.0 | | 7.7 |
| Prototype IV—4.0 | 37.8 | | 17.9 | 78.0 | | 3.7 |
| Prototype V—4.0 | 35.6 | | 15.7 | 75.7 | | 5.4 |
| Prototype VI—4.0 | 34.4 | | 17.8 | 75.5 | | 6.2 |

Furthermore, there was no significant increase of ISQ and IT values, which this led the study to create another prototype.

In the comparison was made between the control and Prototype VII (which, in addition to the introduction of a smaller apical diameter (−0.5 mm), had an increase of the width of the threads (+0.02 mm) and a self-compacting longitudinal groove), there was a 0.2 mm increase in the maximum diameter, contributing to an increase of the taper of the implant body and therefore showing a statistically significant increase in the ISQ and TI for both diameters. The values obtained in Prototype VII showed that the changes in the macro design of the control implant were done according to the objectives.

Conical implants showed better results in the stability values of both the ISQ and IT in a study by Romanos et al. in 2012. The mean Periotest values (PVs) were −4.67 (±1.18) for bone level (BL), −6.07 (±0.94) for standard plus (SP), and −6.57 (±0.57) for tapered effect (TE). The mean ISQ values were 75.02 (±3.65), 75.98 (±3.00), and 79.83 (±1.85), respectively. The one-way ANOVA showed significant

differences in the PVs of the three implant designs ($p < 0.0001$) and for the ISQ between the BL/TE or SP/TE implants ($p < 0.0001$) [49]. Romanos et al. 2012 showed that the use of conical implants could bring an increased implant stability. Similar results were found in the present study when comparing the ISQ values from VEGA (3.5 mm diameter = 74.9/4.0 mm diameter = 76.0) with Prototype VII (3.5 mm diameter = 78.2/4.0 mm diameter = 78.5), both with $p < 0.005$. (Table 3.)

Table 3. Values of the IT and ISQ from the 3rd group—control and Prototype VII with 3.5 and 4.0 mm diameters; the yellow values are the statistically significant ones.

| Implant | IT - N/cm | | | ISQ | | |
|-------------------|-----------|---------|------|------|---------|-----|
| | Mean | p Value | SD | Mean | p Value | SD |
| VEGA—3.5 | 34.6 | | 9.9 | 74.9 | | 5.3 |
| Prototype VII—3.5 | 54.2 | 0.000 | 22.6 | 78.2 | 0.0001 | 7.5 |
| VEGA—4.0 | 43.6 | | 25.5 | 76.0 | | 5.0 |
| Prototype VII—4.0 | 64.7 | 0.0004 | 22.8 | 78.5 | 0.0192 | 3.2 |

Irinakis et al. 2009 found the following mean values results with NobelActive for insertion torque: for 43 implants of 3.5 mm in width, they found a mean value of 44 Ncm; for the implants of 4.3 mm in width, they found a mean value of 56.2 Ncm; and for the implants placed in bone soft and medium, they found a mean value of 47.9 Ncm [34]. The results described in that study were similar to what was found in the present study, as when we increased the widest platform of the implant, we increased the IT values; see Prototype VII's IT values (3.5 mm diameter = 54.2 Ncm/4.0 mm diameter = 64.7 Ncm).

In 2015, Yamagushi et al. studied nine implant designs: a total of 90 implants (Straumann: standard RN, bone level RC, tapered effect RN; and Nobel Biocare: Brånemark MKIII, MKIV) were placed in type IV artificial bones. The torque-time curves were distributed into initial, parallel, tapered, and platform areas. The mean torque rise rate of the parallel area was smallest at 0.36 N · cm/s, with a significant difference from those of the other areas ($p < 0.05$). Values of 2.14, 2.33, and 2.65 N · cm/s were obtained for the initial, tapered, and platform areas, respectively. The results displayed that increasing the implant taper angle appeared to increase the torque rate. The researchers found that torque was mainly generated from the tapered effect because of the bone-condensing design [50]. According to the results of the present study (Table 3), it was found that the tapered implant, Prototype VII (3.5 mm diameter = 54.2 Ncm/4.0 mm diameter = 64.7 Ncm), generated more IT than the control implant, VEGA (3.5 mm diameter = 34.6 Ncm/4.0 mm diameter = 43.6 Ncm).

Karl et al. 2017 compared three different shaped implants (Astra, Dentsply—cylindrical; BLT, Straumann—tapered; NA, Nobel—tapered) and their primary stability, ISQ, and IT on a polyurethane foam with varying densities. The NA implant was the one with highest IT value of 36.52 Ncm and the one with highest values of the ISQ—53.9. This study concluded that tapered implants showed higher values of the ISQ and IT when compared to cylindrical ones [21].

The results of the third group were in agreement with the conclusions of the previous report (Karl et al. 2017) [21], which means that Prototype VII had an increased taper, from 10° to 16°, and may have contributed to an increase of the IT values (3.5 mm diameter IT: VEGA-34.6 Ncm/Prototype VII-54.2 Ncm/ $p < 0.005$) (4.0 mm diameter IT: VEGA-43.6/Prototype VII-64.7/ $p < 0.005$).

Like most in vitro studies, this one has some limitations regarding variability of the bovine bone and bone density in every piece, which are factors that probably explain the standard deviation found in the results.

5. Conclusions

Given the limitations of this study, it can be concluded that modifying the implant body shape from conical to an increased tapered angle by only reducing the apical diameter and the introduction of a self-taper sulcus was not enough to increase primary stability. For that reason, when there was an

increase on the maximum diameter of the implant and, consequently, an increase of the body taper, it was clear that there was an increase of the ISQ and IT, showing that the maximum diameter of an implant is an important criteria for obtaining higher values of primary stability.

Author Contributions: M.H.-C.: concept/design, statistics, critical revision of article, and approval of article. P.L.-J.: data collection/analysis/interpretation, drafting article, and approval of article. C.F.: concept/design, critical revision of article and approval of article. F.J.G.: data analysis/interpretation, critical revision of article, approval of article. B.F.L.: data analysis/interpretation, drafting article, and approval of article. J.V.R.-S.: concept/design, statistics, critical revision of article, and approval of article. B.R.-C.: data analysis/interpretation, drafting article, and approval of article. All authors have read and approved the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Acknowledgments: The authors are grateful to the Spanish Government and European Union FEDER by the concession of the project RTI2018-098075-B-C22. The authors thank Jordi Martinez (engineer, Arquimedes Pro) for their help and contribution to this research.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

1. Lindquist, L.W.; Rockler, B.; Carlsson, G.E. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J. Prosthet. Dent.* **1988**, *59*, 59–63. [[CrossRef](#)]
2. Nevins, M.; Langer, B. The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw: A long-term retrospective study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **1993**, *8*, 428–432.
3. Fugazzotto, P.A.; Gulbransen, H.J.; Wheeler, S.L.; Lindsay, J.A. The use of IMZ osseointegrated implants in partially and completely edentulous patients: Success and failure rates of 2,023 implant cylinders up to 60+ months in function. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **1993**, *8*, 617–621.
4. Buser, D.; Sennerby, L.; De Bruyn, H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol. 2000* **2016**, *73*, 7–21. [[CrossRef](#)]
5. Buser, D.; Chappuis, V.; Belser, U.C.; Chen, S. Implant placement post extraction in esthetic single tooth sites: When immediate, when early, when late? *Periodontol. 2000* **2016**, *73*, 84–102. [[CrossRef](#)]
6. Slagter, K.W.; Hartog, L.D.; Bakker, N.A.; Vissink, A.; Meijer, H.J.; Raghoobar, G.M. Immediate Placement of Dental Implants in the Esthetic Zone: A Systematic Review and Pooled Analysis. *J. Periodontol.* **2014**, *85*, e241–e250. [[CrossRef](#)]
7. Blanco-Carrion, J.; Carral, C.; Argibay, O.; Liñares, A. Implant placement in fresh extraction sockets. *Periodontol. 2000* **2019**, *79*, 151–167. [[CrossRef](#)]
8. Chen, S.T.; Buser, D. Clinical and esthetic outcomes of implants placed in postextraction sites. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2009**, *24*, 186–217.
9. Esposito, M.; Grusovin, M.G.; Polyzos, I.P.; Felice, P.; Worthington, H.V. Timing of implant placement after tooth extraction: Immediate, immediate-delayed or delayed implants? A Cochrane systematic review. *Eur. J. Oral Implant.* **2010**, *3*, 189–205.
10. Lang, N.P.; Pun, L.; Lau, K.Y.; Li, K.Y.; Wong, M.C. A systematic review on survival and success rates of implants placed immediately into fresh extraction sockets after at least 1 year. *Clin. Oral Implants Res.* **2012**, *23* (Suppl. 5), 39–66. [[CrossRef](#)]
11. Huynh-Ba, G.; Oates, T.W.; Williams, M.A.H. Immediate loading vs. early/conventional loading of immediately placed implants in partially edentulous patients from the patients' perspective: A systematic review. *Clin. Oral Implants Res.* **2018**, *29*, 255–269. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
12. Gallucci, G.O.; Hamilton, A.; Zhou, W.; Buser, D.; Chen, S. Implant placement and loading protocols in partially edentulous patients: A systematic review. *Clin. Oral Implants Res.* **2018**, *29*, 106–134. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
13. Hammerle, C.H.F.; Glauser, R. Clinical evaluation of dental implant treatment. *Periodontol. 2000* **2004**, *34*, 230–239. [[CrossRef](#)]
14. Becker, C.M.; Wilson, T.G., Jr.; Jensen, O.T. Minimum Criteria for Immediate Provisionalization of Single-Tooth Dental Implants in Extraction Sites: A 1-Year Retrospective Study of 100 Consecutive Cases. *J. Oral Maxillofac. Surg.* **2011**, *69*, 491–497. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

15. Esposito, M.; Grusovin, M.G.; Maghazreh, H.; Worthington, H.V. Interventions for replacing missing teeth: Different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst. Rev.* **2013**, 2013, CD003878. [[CrossRef](#)]
16. Herrero-Climent, M.; Santos-García, R.; Jaramillo-Santos, R.; Romero-Ruiz, M.M.; Fernández-Palacín, A.; Lázaro-Calvo, P.; Bullón, P.; Ríos-Santos, J.V. Assessment of Osstell ISQ's reliability for implant stability measurement: A cross-sectional clinical study. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal* **2013**, *18*, e877–e882. [[CrossRef](#)]
17. Brizuela, A.; Alvarez-Arenal, A.; Gil, F.J.; Herrero-Climent, M.; Prado, D.C.; Chento-Valiente, Y.; Diéguez, M. Relationship Between Insertion Torque and Resonance Frequency Measurements, Performed by Resonance Frequency Analysis, in Micromobility of Dental Implants. *Implant. Dent.* **2015**, *24*, 607–611. [[CrossRef](#)]
18. Romanos, G.E.; Basha-Hijazi, A.; Gupta, B.; Ren, Y.F.; Malmstrom, H. Role of clinician's experience and implant design on implant stability. An ex vivo study in artificial soft bones. *Clin. Implant Dent Relat. Res.* **2014**, *16*, 166–171. [[CrossRef](#)]
19. Dos Santos, M.V.; Elias, C.N.; Lima, J.H.C. The Effects of Superficial Roughness and Design on the Primary Stability of Dental Implants. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2009**, *13*, 215–223. [[CrossRef](#)]
20. Ríos-Santos, J.V.; Menjívar-Galán, A.M.; Herrero-Climent, M.; Ríos-Carrasco, B.; Fernández-Palacín, A.; Pérez, R.; Gil, F.J. Unravelling the effect of macro and microscopic design of dental implants on osseointegration: A randomised clinical study in minipigs. *J. Mater. Sci. Mater. Electron.* **2018**, *29*, 99. [[CrossRef](#)]
21. Karl, M.; Irastorza-Landa, A. Does implant design affect primary stability in extraction sites? *Quintessence Int.* **2017**, *48*, 219–224. [[PubMed](#)]
22. Delgado-Ruiz, R.A.; Calvo-Guirado, J.L. Effects of occlusal forces on the peri-implant-bone interface stability. *Periodontol. 2000* **2019**, *81*, 179–193. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
23. Dávila, E.; Ortiz-Hernández, M.; Perez, R.A.; Herrero-Climent, M.; Cerrolaza, M.; Gil, F.J. Crestal module design optimization of dental implants: Finite element analysis and in vivo studies. *J. Mater. Sci. Mater. Electron.* **2019**, *30*, 90. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
24. Trisi, P.; Berardini, M.; Falco, A.; Vulpiani, M.P. Effect of Implant Thread Geometry on Secondary Stability, Bone Density, and Bone-to-Implant Contact. *Implant. Dent.* **2015**, *24*, 384–391. [[CrossRef](#)]
25. Lan, T.-H.; Du, J.-K.; Pan, C.-Y.; Lee, H.-E.; Chung, W.-H. Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. *Clin. Oral Investig.* **2011**, *16*, 363–369. [[CrossRef](#)]
26. Ryu, H.-S.; Namgung, C.; Lee, J.-H.; Lim, Y.-J. The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: A literature review. *J. Adv. Prosthodont.* **2014**, *6*, 547–554. [[CrossRef](#)]
27. Steigenga, J.T.; Al-Shammari, K.F.; Nociti, F.H.; Misch, C.E.; Wang, H.-L. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant. Dent.* **2003**, *12*, 306–317. [[CrossRef](#)]
28. Javed, F.; Ahmed, H.B.; Crespi, R.; Romanos, G.E. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Intero. Med. Appl. Sci.* **2013**, *5*, 162–167. [[CrossRef](#)]
29. Ao, J.; Li, T.; Liu, Y.; Ding, Y.; Wu, G.; Hu, K.; Kong, L. Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant: A finite element analysis. *Comput. Biol. Med.* **2010**, *40*, 681–686. [[CrossRef](#)]
30. Wilson, T.G., Jr.; Miller, R.; Trushkowsky, R.; Dard, M. Tapered Implants in Dentistry. *Adv. Dent. Res.* **2016**, *28*, 4–9. [[CrossRef](#)]
31. Markovic, A.; Čalasan, D.; Colic, S.; Stojcev-Stajcic, L.; Janjić, B.; Mišić, T. Implant stability in posterior maxilla: Bone-condensing versus bone-drilling: A clinical study. *Oral Surgery, Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endodontology* **2011**, *112*, 557–563. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
32. Markovic, A.; Calvo-Guirado, J.L.; Lazić, Z.; Gómez-Moreno, G.; Čalasan, D.; Guardia, J.; Colic, S.; Dds, A.A.; Gacic, B.; Delgado-Ruiz, R.; et al. Evaluation of Primary Stability of Self-Tapping and Non-Self-Tapping Dental Implants. A 12-Week Clinical Study. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2011**, *15*, 341–349. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
33. Toyoshima, T.; Wagner, W.; Klein, M.O.; Stender, E.; Wieland, M.; Al-Nawas, B. Primary Stability of a Hybrid Self-Tapping Implant Compared to a Cylindrical Non-Self-Tapping Implant with Respect to Drilling Protocols in an Ex Vivo Model. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2011**, *13*, 71–78. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
34. Irinakis, T.; Wiebe, C. Initial Torque Stability of a New Bone Condensing Dental Implant. A Cohort Study of 140 Consecutively Placed Implants. *J. Oral Implant.* **2009**, *35*, 277–282. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

35. O'Sullivan, D.; Sennerby, L.; Meredith, N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin. Oral Implant. Res.* **2004**, *15*, 474–480. [[CrossRef](#)]
36. Kim, Y.-K.; Lee, J.-H.; Lee, J.-Y.; Yi, Y.-J. A randomized controlled clinical trial of two types of tapered implants on immediate loading in the posterior maxilla and mandible. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2013**, *28*, 1602–1611. [[CrossRef](#)]
37. Ho, D.S.W.; Yeung, S.C.H.; Zee, K.Y.; Hell, P.; Tumuluri, V.; Curtis, B. Clinical and radiographic evaluation of NobelActive™ dental implants. *Clin. Oral Implant. Res.* **2011**, *24*, 297–304. [[CrossRef](#)]
38. Waechter, J.; Madruga, M.D.M.; Filho, L.C.D.C.; Leite, F.R.M.; Schinestock, A.R.; Faot, F. Comparison between tapered and cylindrical implants in the posterior regions of the mandible: A prospective, randomized, split-mouth clinical trial focusing on implant stability changes during early healing. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2017**, *19*, 733–741. [[CrossRef](#)]
39. Meredith, N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int. J. Prosthodont.* **1999**, *11*, 491–501.
40. Swami, V.; Vijayaraghavan, V.; Swami, V. Current trends to measure implant stability. *J. Indian Prosthodont. Soc.* **2016**, *16*, 124–130. [[CrossRef](#)]
41. Diaz-Castro, M.C.; Falcao, A.; López-Jarana, P.; Falcao, C.; Rios-Santos, J.-V.; Fernández-Palacin, A.; Herrero-Climent, M. Repeatability of the resonance frequency analysis values in implants with a new technology. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal* **2019**, *24*, e636–e642. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
42. Herrero-Climent, M.; Falcão, A.; López-Jarana, P.; Diaz-Castro, C.M.; Rios-Carrasco, B.; Rios-Santos, J.V. In vitro comparative analysis of two resonance frequency measurement devices: Osstell implant stability coefficient and Penguin resonance frequency analysis. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2019**, *21*, 1124–1131. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
43. Pilliar, R.M.; Lee, J.M.; Maniopoulos, C. Observations on the Effect of Movement on Bone Ingrowth into Porous-Surfaced Implants. *Clin. Orthop. Relat. Res.* **1986**, *1986*, 108–113. [[CrossRef](#)]
44. Msc, F.S.L.; Douglas-De-Oliveira, D.W.; Costa, F.O. Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: A systematic review. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2017**, *20*, 26–33.
45. Gil, F.J.; Planell, J.A.; Padrós, A. Fracture and fatigue behavior of shot-blasted titanium dental implants. *Implant. Dent.* **2002**, *11*, 28–32. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
46. Gil, F.J.; Espinar, E.; Llamas, J.M.; Sevilla, P. Fatigue Life of Bioactive Titanium Dental Implants Treated by Means of Grit-Blasting and Thermo-Chemical Treatment. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2014**, *16*, 273–281. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
47. Herrero-Climent, M.; Albertini, M.; Rios-Santos, J.V.; Lazaro-Calvo, P.; Fernandez-Palacin, A.; Bullon, P. Resonance frequency analysis-reliability in third generation instruments: Osstell mentor(R). *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal* **2012**, *17*, e801–e806.
48. Jung, R.; Al-Nawas, B.; Araujo, M.; Avila-Ortiz, G.; Barter, S.; Brodala, N.; Chappuis, V.; Chen, B.; De Souza, A.; Faria-Almeida, R.; et al. Group 1 ITI Consensus Report: The influence of implant length and design and medications on clinical and patient-reported outcomes. *Clin. Oral Implant. Res.* **2018**, *29*, 69–77. [[CrossRef](#)]
49. Romanos, G.E.; Ciornel, G.; Jucan, A.; Malmstrom, H.; Gupta, B. In vitro assessment of primary stability of Straumann(R) implant designs. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* **2014**, *16*, 89–95. [[CrossRef](#)]
50. Yamaguchi, Y.; Shiota, M.; Munakata, M.; Kasugai, S.; Ozeki, M. Effect of implant design on primary stability using torque-time curves in artificial bone. *Int. J. Implant. Dent.* **2015**, *1*, 21. [[CrossRef](#)]



© 2020 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).



Article

Influence of Implant Design and Under-Preparation of the Implant Site on Implant Primary Stability. An In Vitro Study

Mariano Herrero-Climent ¹, Bernardo Ferreira Lemos ^{1,2}, Federico Herrero-Climent ³, Carlos Falcao ^{1,2} , Helder Oliveira ² , Manuela Herrera ⁴, Francisco Javier Gil ⁵, Blanca Ríos-Carrasco ⁶ and José-Vicente Ríos-Santos ^{6,*} 

¹ Porto Dental Institute, 4150-518 Porto, Portugal; dr.herrero@herrerocliment.com (M.H.-C.); blemos@ufp.edu.pt (B.F.L.); cfalcao@ufp.edu.pt (C.F.)

² Faculty of Health Sciences, Fernando Pessoa University, 4249-004 Porto, Portugal; helderol@ufp.edu.pt

³ Department of Periodontology, University Complutense of Madrid, 28040 Madrid, Spain; clinica@fherrerocliment.net

⁴ Department of Stomatology, University of Seville, 41009 Seville, Spain; manuelah@us.es

⁵ Faculty of Dentistry, International University of Catalonia, 08017 Barcelona, Spain; xavier.gil@uic.cat

⁶ Department of Periodontology, University of Seville, 41009 Seville, Spain; brios@us.es

* Correspondence: jvrios@us.es; Tel.: +34-954481121

Received: 3 June 2020; Accepted: 18 June 2020; Published: 20 June 2020



Abstract: The aim of this study was to evaluate the effects of different implant sites an under-preparation sequence associated with two different implant designs on implant primary stability measured by two parameters: insertion torque (IT) and implant stability quotient (ISQ). It used two different implants: one cylindrical as a control and another one with a tapered design. The implants were inserted in type III fresh humid bovine bone and four drilling sequences were used: one control, the one proposed by the implant company (P1), and three different undersized (P2, P3 and P4). P2 was the same as P1 without the cortical drill, P3 was without the last pilot drill and P4 was without both of them. The sample size was $n = 40$ for each of the eight groups. Final IT was measured with a torquemeter and the ISQ was measured with Penguin resonance frequency analysis. Results showed that both ISQ and IT have a tendency to increase as the preparation technique reduces the implant site diameter when compared with the standard preparation, P1. The preparations without cortical drill, P2 and P4, showed the best results when compared with the ones with a cortical drill. Tapered implants always showed higher or the same ISQ and IT values when compared with the cylindrical implants. Giving the limitations of this study, it can be concluded that reducing implant preparation can increase IT and ISQ values. Removing the cortical drill and the use of a tapered design implant are also effective methods of increasing primary implant stability.

Keywords: dental implant; tapered; under-preparation; implant preparation; implant stability; insertion torque; ISQ; RFA

1. Introduction

Implant primary stability (IPS) is a mechanical concept that has been defined as the degree of tightness of a dental implant immediately after placement in its prepared osteotomy; an implant is considered to present initial stability when it is clinically immobile at the moment of placement [1] IPS is widely accepted as a prerequisite to achieve osseointegration [2,3]. Despite so, at the early days of osseointegrated implantology, the conventional protocols followed a two-surgeries approach in such a way that the implants were submerged under the mucosa looking for an undisturbed bone healing [4,5].

However, the development of different treatment modalities, like a) the use of per-mucosal healing implants, i.e., implants with polished neck [6,7], b) the modification of the conventional protocol by using original two-stage implants in one single stage by means of the placement of abutments or high healing caps after the implant insertion [8,9], or c) the placement of a prosthesis just immediately or in the following days after the implant insertion with or without occlusal contact [10,11], made of IPS is a critical aspect to be considered.

Although implant therapy has shown excellent survival rates over the years, there are still some biological and biomechanical problems associated with this procedure, such as implant failure, implant overload, screw loosening, etc. [12,13].

Many factors have been proposed and are already shown in the literature to be involved in the IPS [14–16]. Some of them are inherent to each particular situation, like the bone quality [17], the implant length [18], diameter [19], or the experience of the operator [20]. However, there are others, like the shape of the implant [21], the presence of threads [22] or geometry [23], and the implant bed preparation technique [24] that are not case-dependent, and the decisions on them may influence the IPS. Other aspects like implant surface roughness seems to have no effect on IPS [25].

An intentional under-preparation of the implant osteotomy, in order to promote a more frictional insertion of the implant, is not recent, and it has been already documented in the literature [26,27]. However, and considering the many factors involved and the singularity of each of the implant sites, any standardization or fixed protocol is hard to be considered, and it turns into a matter of clinical decision. In addition, at some degree the uncontrolled increase of IPS would represent a detrimental factor for the marginal bone level preservation due to excessive bone compression [28,29]. Ideally, the operator should try to achieve a high value of IPS by avoiding marginal bone stressing.

The implant industry has shown an increased interest in the development of new implant designs, mostly addressed to increase the IPS for the so-called immediate loading treatments [30,31]. Mainly tapered implants or its modifications have been shown to provide higher IPS when compared to cylindrical or non-tapered designs [21,32,33]. When considering immediate loading in which IPS is a determinant factor, there seems to be a general agreement that tapered or conical implants will provide better results [10]. Finally, the implant thread design, as already said, also plays a role in the final IPS, and this could be of clinical relevance for immediate loading [23].

In addition, it could be of interest for the clinician to know the impact of the changes on the implant designs owing to the wide offer of commercially available tapered implant design, and, furthermore, the impact that would have on the modification of the drilling sequence on the IPS.

In today's clinical practice, it is usual to use implants with a bone-level concept and switch platform treatment philosophy in order to achieve a better preservation of the best crestal and to achieve a better aesthetic of the final rehabilitating result. With the use of immediate loading protocols, and in cases of post-extraction with lower bone density situations, the clinician seeks a greater primary stability of the implants, and it can be achieved by using an implant with a design that provides higher stability or altering of the milling sequence [34], or even a combination of both. Attempting to help answer these questions would be the aim of the present study.

The aim of this study was to compare the behavior of two implant designs (cylindrical and tapered) with the same switching platform concept when different techniques for preparing the surgical site are used, evaluating the influence on the primary stability of the implant. Insertion torque (IT) values and resonance frequency analysis (RFA) values were recorded.

2. Materials and methods

2.1. Implants

Two different shapes of implants from the Klockner Implant System were used: one straight cylindrical implant as a control group, VEGA, and a new tapered implant with bone condensing capacity named VEGA X as test group (Figure 1). Both are bone-level-type implants, with the aim to

use the switching platform philosophy of treatment. A transepithelial abutment is connected to the implant by an internal Morse cone connection, so the implants are a two-piece implant system.

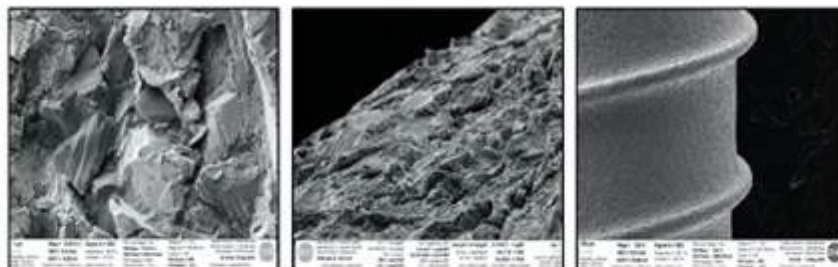


Figure 1. Implant surface, SEM photos of the shotblasted surface. It can be seen at different magnifications: first and second (1 μm) third (100 μm).

Two implant diameters were used, 3.5 mm and 4.0 mm, both 10 mm in length.

Both of the cylindrical and tapered implants used in this research had the same surface treatment, obtained by shot blasting and acid passivate. The measurements were made in three different surfaces to characterize the Ra (the average roughness), which is the arithmetic average of the absolute values of the distance of all points of the profile to the mean line (surface roughness, Ra: $1.30 \pm 0.23 \mu\text{m}$). The shot blasting procedure main objective is to produce a rough surface by means of blasting alumina particles with 185 μm diameter. The acid passivate has the objective of surface decontamination of the alumina remains with the goal of generating a thicker layer of titanium oxide in the surface. Roughness was evaluated for the test surfaces in the framework of the recommendations by Wennerberg and Albrektsson on topographic evaluation for dental implants [35].

2.2. Bone

This study was performed on fresh bovine kneecaps. Bovine kneecaps have a thinner portion of cortical bone and a larger proportion of medullar bone. According to the classification of Lekholm and Zarb, this is classified as bone type III density [36]. To avoid differences of bone density when comparing the two implants and the different types of site preparation, all the bone preparations were placed adjacent to each other.

2.3. Sample Size

The sample size used was $n = 40$ in each study group. It was calculated with N Query Advisor v4.0 (Statsols, California, Los Angeles; EEUU) for $p < 0.05$ based on the research of Herrero-Climent. The calculated sample size was $n = 18$; the authors decided to increase the sample size ($n = 40$) to look for greater statistical relevance [37,38].

2.4. Ethical Committee

As this was an in vitro study made with bone of fresh bovine origin, the request of an ethical committee was not necessary.

2.5. Implant Site Preparation

Four different types of implant site preparations were performed with different types of under-preparation. The manufacturers proposed a preparation sequence and this was used for both types of implants as a reference or control.

Both implant types were placed in each type of preparation in such way that the implant surface to be in contact with the bone site was different depending on the type of preparation carried out. Both the type of implant site preparation and the design of the implant used or the combination of the two factors may have an impact on the primary stability of the implant placed.

The preparations in the bone fragments were all performed by the same surgeon with extensive experience in the use of the Klockner Implant System (more than five years) (Figure 2). They were performed by trying to simulate the application of the surgical techniques to be evaluated in daily clinical practice. All preparations were performed in a room with a stable temperature (22 °C). Acclimation of the bovine bone fragments was allowed for one hour before the preparations were made. The bone fragments were stored in a refrigerator. The site's drilling was performed by trying to simulate the usual clinical situation by using an electronic surgical unit (W&H Dentalwerk, Austria), with abundant irrigation of physiological serum stored at a temperature of 6 °C.



Figure 2. Implant site preparation; (A)—Pilot drill and 10 mm stop for implant bed depth control, (B)—cortical drill, (C)—RFA measurement.

In order to standardize and control the depth of the implant beds, depth stops were used in all full-length drills; cortical drills do not reach the entire preparation and are not active in the most apical portion, leading to the fact that it was not necessary to use the drill stop.

A total of 640 implant site preparations were performed with the consequent insertion of 640 implants, distributed according to the groups described below.

2.6. Study Groups

I. According to the surgical technique or the bone preparation (40 implant site preparations for each implant type and for each implant diameter):

- P1: standard preparation and the recommended one by the company—control group.
- P2: the same as P1 but does not include the cortical drill (ref n° 18 02 04—3.5 mm ø implants/ref. 18 02 05—4.0 mm ø implants).
- P3: horizontal under-preparation technique that does not include the last full-length drill (ref n° 10 02 05 for 3.5 mm ø and ref. n° 10 02 06 for 4.0 mm diameter implants) but includes the cortical one.
- P4: horizontal under-preparation technique like P3 but without cortical drill (ref n° 18 02 04—3.5 mm ø implants/ref 18 02 05—4.0 mm ø implants).

II. According to the type of implant (Figure 3.):

- A. Cylindrical—VEGA implant
 - 3.5 mm implant diameter
 - 4.0 mm implant diameter
- B. Tapered - VEGA X implant

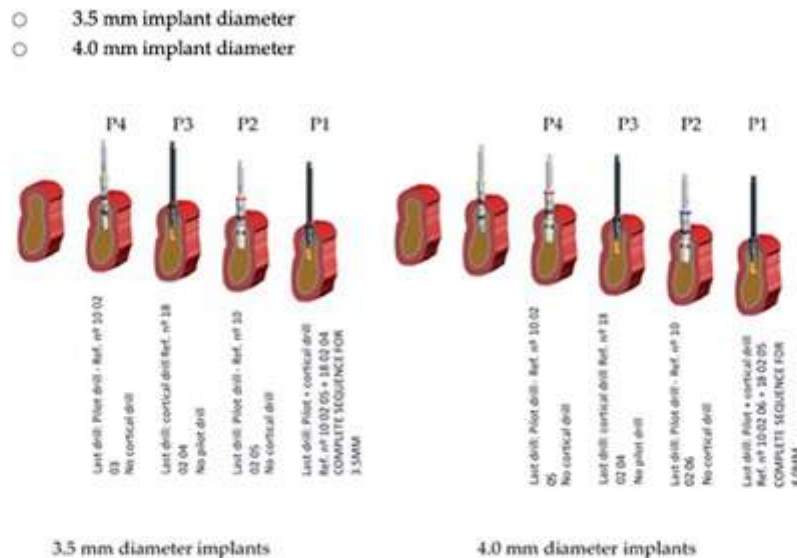


Figure 3. Three-dimensional morphology for P1, P2, P3 and P4 sequences of preparation sites for 3.5- and 4.0-mm diameter implants.

2.7. Implant Stability Measurements

The primary stability obtained from the implants was assessed according to two variables: the resonance frequency analysis (RFA), and the insertion torque (IT).

Once the bone sites were prepared, the implants were inserted with an analogic torquemeter Tohnichi—ATG6C (Tohnichi Mfg. Co Ltd., Japan) that recorded the final value of insertion torque.

The measurement of resonance frequency analysis was done with the Penguin RFA system (Integration Diagnostics, Sweden). RFA is described in the literature as a method for evaluating implants. The RFA values were registered by obtaining two perpendicular measurements, with the Penguin probe parallel to the bone surface. To obtain the ISQ (implant stability quotient), values of RFA and a transducer (MultiPeg) must be placed in the implant that allows the stability of the implant to be read. This device is specific for each type of implant and supplied by the manufacturer. The technique for placing the Multipeg and obtaining the RFA record was that suggested by the manufacturer. Subsequently, after the mean value was obtained after the two RFA records, the valid ISQ value was considered. For both implant designs for the 3.5 mm diameter implant, the MultiPeg used was number 57—ref. 55065, and for both implant designs for the 4.0 mm diameter implant, the MultiPeg number was 26—ref. 55034. All measurements were recorded by the same clinician who was unaware of the composition of the study groups and were taken immediately after the implant placement.

2.8. Drilling Sequences

The preparation sequence for 3.5- and 4.0-mm diameter implants proposed by the manufacturer is:

- Lanceolate drill/decortication for the first 6 mm (ref. n° 10 02 01)
- 2.35 mm diameter (ø) initiation drill (ref. n° 10 02 02)
- 2.8 mm ø pilot drill (ref. n° 10 02 03)
- 3.5 mm ø cortical drill (ref. n° 18 02 04)
- 3.3 mm ø pilot drill (ref. n° 10 02 05)—last of 3.5 mm diameter implant

- 4.0 mm \varnothing cortical drill (ref. n° 18 02 05)
- 3.6 mm \varnothing pilot drill (ref. n° 10 02 06)—last of 4.0 mm diameter implant

The last drill of each drilling sequence to be evaluated in the present study is shown in Figure 4 for 3.5 mm and 4.0 mm diameters for both implant designs. Preparation for 4.0 mm diameter implants requires the use of a 3.6 mm diameter pilot drill and a 3.95 mm cortical drill; after the use of the 3.3 mm diameter pilot drill, the rest of the sequence is the same for both implant types.

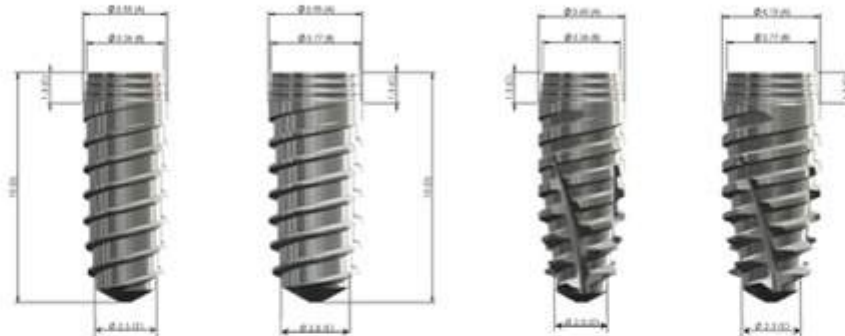


Figure 4. Macro-design of cylindrical (left) and tapered (right), both in 3.5- and 4.0-mm diameter.

All implant site preparations in this study were made with the aim that the implants remained 1 mm subcortical once inserted into the bone.

2.9. Statistical Analysis

Statistical analysis was performed with Minitab 16 Statistical Software (Minitab release 13.0; Minitab Inc., Coventry, UK), using a 5% significance level. A normality test was conducted in all the samples studied in order to decide whether or not to use parametric or non-parametric statistics.

Given the sample size ($n = 40$), it was considered that data not meeting the normal distribution were to be analyzed following non-parametric statistics. Accordingly, the next situations were found:

- For data meeting a normal distribution, two independent data groups were compared using a parametric t-student test, while three or more data groups were compared using ANOVA.
- For data not distributed normally, a Mann–Whitney test was used to compare two data groups and the Kruskal–Wallis test was used to compare three or more data groups. Non-parametric tests were also used to compare data groups meeting a normal distribution with data groups not meeting a normal distribution.

3. Results

Every implant reached its final position without any particular problem during the insertion procedure. Table 1 presents mean, standard deviation and p values of IT and ISQ for both 3.5 and 4.0 mm, as well as cylindrical and tapered implant designs recorded in the four types of site preparation techniques.

As it is shown in Table 1, almost all values of IT and ISQ are higher in the tapered one when comparing with the cylindrical one in every type of preparation technique, except ISQ for P3 and P4 on 4.0 mm diameter implants.

Table 2 shows the statistical analysis from the first part of the study which was the influence of implant design on stability. In P1, both IT and ISQ in 3.5 mm and 4.0 mm diameter implants were higher in tapered design, $p < 0.005$. In P2 in both 3.5 mm and 4.0 mm, only IT was statistically

significantly higher, $p < 0.05$. In P3 the 3.5 mm implants tapered design showed higher values on both IT and ISQ, and for 4.0 mm only higher values were shown on IT, $p < 0.05$. The P4 only revealed higher values for 4.0 mm IT for the tapered design, $p < 0.05$. Statistical analysis showed that cylindrical implant was not higher for any of the different preparation techniques.

Table 1. Values of the Insertion Torque (IT, Newton/cm) and Implant Stability Quotient (ISQ) results for the different types of preparation technique for 3.5 mm and 4.0 mm diameter in both implant designs.

| Prep. | Implant | IT—N/cm | | ISQ | |
|--------|-------------|---------|------|------|------|
| | | Mean | SD | Mean | SD |
| 3.5 mm | | | | | |
| P1 | Cylindrical | 34.6 | 15.4 | 74.9 | 5.3 |
| | Tapered | 54.2 | 22.6 | 78.2 | 7.5 |
| P2 | Cylindrical | 44.1 | 12.4 | 78.2 | 6.5 |
| | Tapered | 57.3 | 15.2 | 78.6 | 3.9 |
| P3 | Cylindrical | 63.7 | 18.7 | 76.4 | 6.8 |
| | Tapered | 75.9 | 16.2 | 79.0 | 7.3 |
| P4 | Cylindrical | 66.4 | 24.4 | 76.2 | 11.2 |
| | Tapered | 68.8 | 21.7 | 79.6 | 5.2 |
| 4.0 mm | | | | | |
| P1 | Cylindrical | 43.6 | 25.5 | 76.0 | 5.0 |
| | Tapered | 64.7 | 22.8 | 78.5 | 3.2 |
| P2 | Cylindrical | 45.2 | 15.2 | 79.1 | 4.8 |
| | Tapered | 65.7 | 19.2 | 79.9 | 2.5 |
| P3 | Cylindrical | 52.5 | 20.4 | 76.2 | 5.9 |
| | Tapered | 60.3 | 24.0 | 76.1 | 6.6 |
| P4 | Cylindrical | 54.5 | 22.9 | 76.8 | 6.7 |
| | Tapered | 65.0 | 27.4 | 76.3 | 8.0 |

Prep: site preparations for each implant type and for each implant diameter; P1 to P4 see Section 2.6. Study Groups.

Table 2. Statistical analysis comparing the Insertion Torque (IT) and Implant Stability Quotient (ISQ) for the two implant designs in the different types of preparation (Prep. Technique) for 3.5 mm and 4.0 mm (P1 to P4 see Section 2.6 Study Groups).

| Implant Diameter | Prep. Technique | IT | Distribution | ISQ A | Distribution | ISQ B | Distribution | ISQ X |
|------------------|-----------------|-----------------------|--------------|-----------------------|--------------|-----------------------|--------------|--------|
| 3.5 mm | P1 | V < VX $p = 0.000$ | V(N) VX(NO) | V < VX $p = 0.000$ | V(N) VX(NO) | V < VX $p = 0.000$ | V(N) VX(NO) | V < VX |
| | P2 | V < VX $p = 0.000$ | V(N) VX(NO) | V = VX $p = 0.422$ | V(N) VX(NO) | V = VX $p = 0.610$ | V(N) VX(NO) | V = VX |
| | P3 | V < VX $p = 0.002$ | V(N) VX(NO) | V < VX $p = 0.000$ | V(N) VX(NO) | V < VX $p = 0.000$ | V(N) VX(NO) | V < VX |
| | P4 | V = VX $p = 0.711$ | V(NO) VX(NO) | V = VX $p = 0.082$ | V(N) VX(NO) | V = VX $p = 0.351$ | V(N) VX(NO) | V = VX |
| 4.0 mm | P1 | V < VX $p = 0.000$ | V(N) VX(NO) | V < VX $p = 0.016$ | V(N) VX(NO) | V < VX $p = 0.039$ | V(N) VX(NO) | V < VX |
| | P2 | V < VX $p = 0.000$ | V(N) VX(N) | V = VX $p = 0.965$ | V(N) VX(NO) | V = VX $p = 0.684$ | V(N) VX(NO) | V = VX |
| | P3 | V = VX $p = 0.127$ | V(N) VX(N) | V = VX $p = 1.000$ | V(N) VX(NO) | V = VX $p = 0.348$ | V(N) VX(NO) | V = VX |
| | P4 | V < VX $p = 0.038$ | V(N) VX(NO) | V = VX $p = 0.358$ | V(N) VX(NO) | V = VX $p = 0.942$ | V(N) VX(NO) | V = VX |

V—Cylindrical; VX—Tapered X; V = VX—there are not statistical differences; V < VX—Tapered presents a higher value in the evaluated stability parameter; V > VX—Cylindrical presents a higher value in the evaluated stability parameter; V(N)—normal distribution; V(NO)—non normal distribution.

By comparing the preparation techniques and removing the cortical drill in P2 and P4 to compare with the groups with cortical drill (P1 and P3), it was seen that there was a significant improvement of the ISQ and IT values, especially when comparing P2 with P1 in both 3.5 mm (P1/Cylindrical IT: 34.6 Ncm; ISQ: 74.9; P2/Cylindrical IT: 44.1 Ncm; ISQ:78.2; P1/Tapered IT: 54.2 Ncm; ISQ: 78.2; P2/Tapered IT: 57.3 Ncm; ISQ: 78.6) and 4.0 mm implants (P1/Cylindrical IT: 43.6 Ncm; ISQ: 76;

P2/Cylindrical IT: 45.2 Ncm; ISQ:79.1; P1/Tapered IT: 64.7 Ncm; ISQ: 78.5; P2/Tapered IT: 65.7 Ncm; ISQ: 79.9).

When comparing the ISQ values (A and B) in the same preparation technique, there was not any statistical difference between them.

4. Discussion

The increased use of immediate loading protocols led to the awareness and necessity of using methods that improve primary stability of implants, particularly in unfavorable situations like low-density bone sites or post-extractional implants. Over the years some protocol modifications have been proposed to overcome these difficulties. Under-preparation of the implant site seems to be one of the most efficient and easiest ways to increase the primary stability [15,39]. Other ways of improving implant stability, such as modifying the implant design from conical to tapered designs, have also been proven to be efficient in increasing implant stability [31,40,41]. This paper tried to relate both implant design and under-preparation of implant sites and evaluate the results on insertion torque and implant stability quotient values.

The present study attempted to evaluate the influence of a tapered implant and an actual trend and compare it with a cylindrical implant with the same treatment philosophy: bone-level type and switching platform concept. In recent years, similar studies have been published in which implant stability is assessed with different implant designs or even with different implant concepts, such as bone level and tissue level. The purpose of this study was to evaluate the design modifications, mainly on the implant core, combining with under-preparation of the implant bed and its influence on the primary stability [42–44].

In the values presented in Table 1, it can be clearly seen that there was an increase of IT and ISQ values when there was a reduction of the implant site, from normal preparation to the horizontal undersizing of both the pilot and the cortical drill. When comparing both designs in Table 1 it is also clear that the tapered design with the same preparation technique most of the time had higher values of IT and ISQ, essentially in the cases that use the cortical drill as a step of the site preparation (P1 and P3), showing that when we use a tapered implant it may not be necessary or mandatory to use the undersize osteotomy.

An *in vitro* study published by Moon, 2010 had the same purpose of this one, to evaluate the effects of implant shape (straight and tapered type) and bone preparation on the primary stability. They prepared two types of bone (II and IV, both on bovine ribs) with three different protocols for each implant: under-preparation (−1 mm of height prep.), standard preparation and over-preparation (+1 mm). Compared to this study, the principal difference in the methodology was that the under-preparation in Moon's study was vertical and this study evaluated horizontal under-preparation of the total diameter, and both led to an increase of the IPS because of the increase surface area of the implant in contact with the bone. They evaluated ISQ after each implant placement. The results found in this study are quite similar to the those found in Moon's study in that the under-preparation group with the tapered design implant had higher ISQ values, with $p < 0.05$, when comparing to the straight design on both type II ($76.83 \pm 4.89/72.23 \pm 8.72$) and type IV bone ($66.37 \pm 6.54/61.40 \pm 7.09$) [45].

In 2017, Degidi, in an *in vitro* study, also evaluated a modification of the implant site preparation, stepped osteotomy (undersize only of the apical area to avoid excessive compression of the crestal bone), and compared it with a standard preparation and tapered design implant. The variables that were evaluated were the variable torque work (VTW), peak IT (pIT) and RFA (ISQ values). When comparing VTW and pIT it was concluded that the stepped osteotomy ($VTW = 2280.53 \pm 548.65$ Ncm/pIT = 31.97 ± 8.98 Ncm) compared with standard osteotomy ($VTW = 1919.29 \pm 579.65$ Ncm/pIT = 24.67 ± 8.99 Ncm) and tapered implants ($VTW = 1620.62 \pm 458.96$ /pIT = 22.5 ± 7.53) was the protocol with higher values of both variables $p < 0.05$. When comparing the ISQ values, stepped osteotomy (78.17 ± 4.22) revealed higher values

when comparing with tapered design implants [75.98 ± 4.49], $p < 0.05$. However, this study didn't compare the undersizing of stepped osteotomy in straight vs. tapered design. The results were quite similar to the ones found in the present study; the increase of pIT on the stepped osteotomy comparing to the standard osteotomy (pIT = 31.97 ± 8.98 Ncm/pIT = 24.67 ± 8.99 Ncm) was also found when comparing the IT of under-preparation with cortical drill (stepped osteotomy) on both designs on 3.5 mm diameter implants with the standard preparation (P3 vs. P1) (P1 Cylindrical: 34.6 Ncm/P3 Cylindrical: 63.7 Ncm/P1 Tapered: 54.2 Ncm/P3 Tapered: 75.9 Ncm) [46].

Another study published in 2010 by Bilhan's group shows similar results to those found in this study. The methodology of the study was similar to this one. The aim of Bilhan's study was to evaluate the effects of some surgical and implant-related factors in the improvement of primary stability and possibly the correlation with both RFA and IT. Like the results of this paper, they found that both cylindrical and tapered implants had higher ISQ and IT values with under-preparation drilling when comparing with the standard drilling (IT and ISQ cylindrical, standard drilling: 15.37 Ncm, 75.37 ISQ/underdimensioned drilling: 41.87 Ncm, 80.50 ISQ), (IT and ISQ tapered, standard drilling: 11.62 Ncm, 65.12 ISQ/underdimensioned drilling: 21.50 Ncm, 67.87 ISQ). The authors concluded that the under-preparation drilling technique improves the primary stability when the implants are inserted in low density bone type, type III and IV, according to Lekholm and Zarb's classification [14,36].

A study in cadavers in 2015 from Boustany compared the differences between IT and RFA produced by conventional versus modified stepped osteotomies. The results showed that the modified stepped osteotomy had a significantly higher mean IT than the conventional protocol [26.8 Ncm and 15.9 Ncm, respectively, $p < 0.05$], however no significant differences were found in RFA when comparing the two protocols [47]. These results are consistent with the results found in the present study where in some preparations there was not a correlation between IT and ISQ values; Table 2 shows 3.5 and 4.0 mm implant P2 preparation had a statistically significantly higher IT value, but not higher values of ISQ. This absence of correlation between IT and RFA has already been reported by several papers [18,48–51] and was confirmed by the results of this study [52,53].

The increase of IPS is found in under-preparation protocols because of the increased implant surface in contact with the bone, leading to higher ISQ and IT values as can be seen in both Tables 1 and 2. The under-preparation aids bone condensing in the moment of the implant insertion in the implant bed so there is an increase in the amount of implant surface in contact with the bone.

The fact of not using a cortical drill could be an easy and predictable way of getting higher primary stability values, although it has been demonstrated that the pressure on the cortical area of the bone could be dangerous and may lead to bone loss around the implant neck. It is important for the clinician to evaluate the bone density and determine if there is necessity to remove the cortical drill to get even higher stability values, if it isn't the stepped osteotomy shown in the P3 preparation could be a safer possibility for getting higher values of primary stability.

This study only evaluated mechanical aspects of the IPS. In the clinical environment there are several biological factors that can influence the IPS and its evolution to biological stability.

5. Conclusions

Within the limitations of an in vitro study, the following conclusions can be drawn:

1. Under-preparation of the implant site can be a viable method to improve the implant primary stability on both ISQ and IT, since there is an increase of implant surface in contact with bone.
2. The use of a tapered shaped implant can improve the implant stability when comparing to a cylindrical shaped implant, leading to the fact that it is not necessary to use of an under-preparation of the site combining the use of tapered implants on low density bone (type III/IV).
3. The removing of the cortical drill from the standard preparation was the implant site protocol that showed the biggest improvement of the implant stability.
4. At the same time the clinician must evaluate the density of the present bone and carefully judge the type of protocol for each case.

Clinical Implications

As previously commented, the techniques that are being used in current implantology led to need for the clinician to have greater primary stability when placing implants for the success of the treatments, even more in cases of immediate loading protocols, post-extraction implants or implants placed in low-density bone. Clinically, the use of an implant design or a surgical technique that helps achieve greater stability may be sufficient, or a combination of both. According to the obtained results, under-drilling at the level of the cortical bone combined with the use of conical implants seems to be the recommended attitude when seeking higher primary stability.

Author Contributions: Conceptualization: M.H.-C.; Methodology B.F.L., C.F., H.O., M.H.; Software F.J.G.; Validation B.F.L., B.R.-C.; formal analysis F.J.G., M.H.; investigation B.F.L., F.H.-C., C.F., B.R.-C.; writing—original draft preparation B.F.L., F.H.-C., H.O., B.R.-C.; writing—review and editing M.H.-C., J.-V.R.-S.; supervision M.H.-C., J.-V.R.-S. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: The work was supported by the Spanish government and the Ministry of Science and Innovation of Spain by the research project number RTI2018-098075-B-C21 and RTI2018-098075-B-C22, cofounded by the EU through the European Regional Development Funds (MINECO-FEDER, EU).

Acknowledgments: The authors want to thank to Jordi Martinez (SOADCO S.L.) for his technical support to this research. The authors are also grateful to Judit Buxadera and Meritxell Molmeneu for their contribution to the paper.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest

References

1. Anonymous. Oral implantology. Glossary of implant terms. *J. Oral. Implantol.* **2007**, (Suppl. 1), 2–14.
2. Lioubavina-Hack, N.; Lang, N.P.; Karring, T. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clin. Oral. Implants Res.* **2006**, *17*, 244–250. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
3. Javed, F.; Romanos, G.E. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J. Dent.* **2010**, *38*, 612–620. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
4. Albrektsson, T.; Branemark, P.I.; Hansson, H.A.; Lindstrom, J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop. Scand.* **1981**, *52*, 155–170. [[CrossRef](#)]
5. Buser, D.; Sennerby, L.; de Bruyn, H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol. 2000* **2017**, *73*, 7–21. [[CrossRef](#)]
6. Wismeijer, D.; Vermeeren, J.L.; van Waas, M.A. Patient satisfaction with overdentures supported by one-stage TPS implants. *Int J. Oral Maxillofac. Implants* **1992**, *7*, 51–55.
7. Buser, D.; von Arx, T. Surgical procedures in partially edentulous patients with ITI implants. *Clin. Oral Implants Res.* **2000**, *11* (Suppl. 1), 83–100. [[CrossRef](#)]
8. Bernard, J.P.; Belser, U.C.; Martinet, J.P.; Borgis, S.A. Osseointegration of Branemark fixtures using a single-step operating technique. A preliminary prospective one-year study in the edentulous mandible. *Clin. Oral Implants Res.* **1995**, *6*, 122–129. [[CrossRef](#)]
9. Atieh, M.A.; Tawse-Smith, A.; Alsabeeha, N.H.M.; Ma, S.; Duncan, W.J. The one abutment-one time protocol: A systematic review and meta-analysis. *J. Periodontol.* **2017**, *88*, 1173–1185. [[CrossRef](#)]
10. de Bruyn, H.; Raes, S.; Ostman, P.O.; Cosyn, J. Immediate loading in partially and completely edentulous jaws: A review of the literature with clinical guidelines. *Periodontol. 2000* **2014**, *66*, 153–187. [[CrossRef](#)]
11. Chen, J.; Cai, M.; Yang, J.; Aldhohrah, T.; Wang, Y. Immediate versus early or conventional loading dental implants with fixed prostheses: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled clinical trials. *J. Prosthet. Dent.* **2019**, *122*, 516–536. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
12. Londhe, S.M.; Gowda, E.M.; Mandlik, V.B.; Shashidhar, M.P. Factors associated with abutment screw loosening in single implant supported crowns: A cross-sectional study. *Med. J. Armed Forces India* **2020**, *76*, 37–40. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
13. Ohlmann, B.; Waldecker, M.; Leckel, M.; Bomicke, W.; Behnisch, R.; Rammelsberg, F.; Schmitter, M. Correlations between sleep bruxism and temporomandibular disorders. *J. Clin. Med.* **2020**, *9*, 611. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

14. Bilhan, H.; Geckili, O.; Mumcu, E.; Bozdag, E.; Sumbuloglu, E.; Kutay, O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J. Oral. Rehabil.* **2010**, *37*, 900–907. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
15. Javed, F.; Ahmed, H.B.; Crespi, R.; Romanos, G.E. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv. Med. Appl. Sci.* **2013**, *5*, 162–167. [[CrossRef](#)]
16. Karl, M.; Grobecker-Karl, T. Effect of bone quality, implant design, and surgical technique on primary implant stability. *Quintessence Int.* **2018**, 189–198. [[CrossRef](#)]
17. Molly, L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin. Oral Implants Res.* **2006**, *17* (Suppl. 2), 124–135. [[CrossRef](#)]
18. Degidi, M.; Daprile, G.; Piattelli, A. Primary stability determination by means of insertion torque and RFA in a sample of 4,135 implants. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2012**, *14*, 501–507. [[CrossRef](#)]
19. Han, J.; Lulic, M.; Lang, N.P. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: II. Implant surface modifications and implant diameter. *Clin. Oral Implants Res.* **2010**, *21*, 605–611. [[CrossRef](#)]
20. Romanos, G.E.; Basha-Hijazi, A.; Gupta, B.; Ren, Y.F.; Malmstrom, H. Role of clinician's experience and implant design on implant stability. An ex vivo study in artificial soft bones. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* **2014**, *16*, 166–171. [[CrossRef](#)]
21. Wilson, T.G.J.; Miller, R.J.; Trushkowsky, R.; Dard, M. Tapered implants in dentistry: Revitalizing concepts with technology: A review. *Adv. Dent. Res.* **2016**, *28*, 4–9. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
22. Park, J.H.; Lim, Y.J.; Kim, M.J.; Kwon, H.B. The effect of various thread designs on the initial stability of taper implants. *J. Adv. Prosthodont.* **2009**, *1*, 19–25. [[CrossRef](#)]
23. Ryu, H.S.; Namgung, C.; Lee, J.H.; Lim, Y.J. The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: A literature review. *J. Adv. Prosthodont.* **2014**, *6*, 547–554. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
24. Ahn, S.J.; Leesungbok, R.; Lee, S.W.; Heo, Y.K.; Kang, K.L. Differences in implant stability associated with various methods of preparation of the implant bed: An in vitro study. *J. Prosthet. Dent.* **2012**, *107*, 366–372. [[CrossRef](#)]
25. Tabassum, A.; Meijer, G.J.; Wolke, J.G.; Jansen, J.A. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: A laboratory study. *Clin. Oral Implants Res.* **2010**, *21*, 213–220. [[CrossRef](#)]
26. Friberg, B.; Grondahl, K.; Lekholm, U.; Branemark, P.I. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Branemark implants. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2000**, *2*, 184–189. [[CrossRef](#)]
27. Jimbo, R.; Tovar, N.; Anchieta, R.B.; Machado, L.S.; Marin, C.; Teixeira, H.S.; Coelho, P.G. The combined effects of undersized drilling and implant macrogeometry on bone healing around dental implants: An experimental study. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* **2014**, *43*, 1269–1275. [[CrossRef](#)]
28. Dayck, J.; Corpas, L.; Vermeiren, S.; Ogawa, T.; Quiryne, M.; Vandamme, K.; Jacobs, R.; Naert, I. Histological, histomorphometrical, and radiological evaluation of an experimental implant design with a high insertion torque. *Clin. Oral Implants Res.* **2010**, *21*, 877–884. [[CrossRef](#)]
29. Monje, A.; Ravidá, A.; Wang, H.L.; Helms, J.A.; Brunski, J.B. Relationship Between Primary/Mechanical and Secondary/Biological Implant Stability. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2019**, *34*, s7–s23. [[CrossRef](#)]
30. Atieh, M.A.; Alsabeeha, N.; Duncan, W.J. Stability of tapered and parallel-walled dental implants: A systematic review and meta-analysis. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* **2018**, *20*, 634–645. [[CrossRef](#)]
31. Herrero-Climent, M.; Lopez-Jarana, P.; Lemos, B.F.; Gil, F.J.; Falcao, C.; Rios-Santos, J.V.; Rios, B. Relevant design aspects to improve the stability of titanium dental implants. *Materials (Basel)* **2020**, *13*, 1910. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
32. di Stefano, D.A.; Arosio, P.; Perrotti, V.; Iezzi, G.; Scarano, A.; Piattelli, A. Correlation between implant geometry, bone density, and the insertion torque/depth integral: A study on bovine ribs. *Dent. J. (Basel)* **2019**, *7*, 25. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
33. Leocadio, A.C.S.; Junior, M.S.; Oliveira, G.; Pinto, G.; Faeda, R.S.; Padovan, L.E.M.; Junior, E.M. Evaluation of implants with different macrostructures in Type I bone-pre-clinical study in rabbits. *Materials* **2020**, *13*, 1521. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

34. de Bruyn, H.; Christiaens, V.; Doornewaard, R.; Jacobsson, M.; Cosyn, J.; Jacquet, W.; Vervaeke, S. Implant surface roughness and patient factors on long-term peri-implant bone loss. *Periodontol.* **2000**, *2017*, *73*, 218–227. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Wennerberg, A.; Albrektsson, T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* **2000**, *15*, 331–344.
36. Juodzbalys, G.; Kubilius, M. Clinical and radiological classification of the jawbone anatomy in endosseous dental implant treatment. *J. Oral Maxillofac. Res.* **2013**, *4*, e2. [[CrossRef](#)]
37. Herrero-Climent, M.; Santos-García, R.; Jaramillo-Santos, R.; Romero-Ruiz, M.M.; Fernandez-Palacin, A.; Lazaro-Calvo, P.; Bullon, P.; Rios-Santos, J.-V. Assessment of Osstell ISQ's reliability for implant stability measurement: A cross-sectional clinical study. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal.* **2013**, *18*, e877–e882. [[CrossRef](#)]
38. Herrero-Climent, M.; Albertini, M.; Rios-Santos, J.V.; Lazaro-Calvo, P.; Fernandez-Palacin, A.; Bullon, P. Resonance frequency analysis-reliability in third generation instruments: Osstell mentor(R). *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal.* **2012**, *17*, e801–e806. [[CrossRef](#)]
39. Stocchero, M.; Toia, M.; Cecchinato, D.; Becktor, J.P.; Coelho, P.G.; Jimbo, R. Biomechanical, biologic, and clinical outcomes of undersized implant surgical preparation: A systematic review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2016**, *31*, 1247–1263. [[CrossRef](#)]
40. Baldi, D.; Lombardi, T.; Colombo, J.; Cervino, G.; Perinetti, G.; di Lenarda, R.; Stacchi, C. Correlation between insertion torque and implant stability quotient in tapered implants with knife-edge thread design. *Biomed. Res. Int.* **2018**, *2018*, 7201093. [[CrossRef](#)]
41. Kim, Y.K.; Lee, J.H.; Lee, J.Y.; Yi, Y.J. A randomized controlled clinical trial of two types of tapered implants on immediate loading in the posterior maxilla and mandible. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* **2013**, *28*, 1602–1611. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
42. Andres-García, R.; Vives, N.G.; Climent, F.H.; Palacin, A.F.; Santos, V.R.; Climent, M.H.; Bullon, P. In vitro evaluation of the influence of the cortical bone on the primary stability of two implant systems. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal.* **2009**, *14*, E93–E97. [[PubMed](#)]
43. García-Vives, N.; Andres-García, R.; Rios-Santos, V.; Fernandez-Palacin, A.; Bullon-Fernandez, P.; Herrero-Climent, M.; Herrero-Climent, F. In vitro evaluation of the type of implant bed preparation with osteotomes in bone type IV and its influence on the stability of two implant systems. *Med. Oral. Patol. Oral Cir. Bucal.* **2009**, *14*, e455–e460. [[PubMed](#)]
44. Herrero-Climent, M.; Falcao, A.; Lopez-Jarana, P.; Diaz-Castro, C.M.; Rios-Carrasco, B.; Rios-Santos, J.V. In vitro comparative analysis of two resonance frequency measurement devices: Osstell implant stability coefficient and Penguin resonance frequency analysis. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* **2019**, *21*, 1124–1131. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
45. Moon, S.H.; Um, H.S.; Lee, J.K.; Chang, B.S.; Lee, M.K. The effect of implant shape and bone preparation on primary stability. *J. Periodontal. Implant. Sci.* **2010**, *40*, 239–243. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
46. Degidi, M.; Daprile, G.; Piattelli, A. Influence of stepped osteotomy on primary stability of implants inserted in low-density bone sites: An in vitro study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* **2017**, *32*, 37–41. [[CrossRef](#)]
47. Boustany, C.M.; Reed, H.; Cunningham, G.; Richards, M.; Kanawati, A. Effect of a modified stepped osteotomy on the primary stability of dental implants in low-density bone: A cadaver study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2015**, *30*, 48–55. [[CrossRef](#)]
48. Degidi, M.; Daprile, G.; Piattelli, A. Determination of primary stability: A comparison of the surgeon's perception and objective measurements. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* **2010**, *25*, 558–561.
49. da Cunha, H.A.; Francischone, C.E.; Filho, H.N.; de Oliveira, R.C. A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth implants under immediate loading. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2004**, *19*, 578–585.
50. Nkenke, E.; Hahn, M.; Weinzierl, K.; Radespiel-Troger, M.; Neukam, F.W.; Engelke, K. Implant stability and histomorphometry: A correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin. Oral Implants Res.* **2003**, *14*, 601–609. [[CrossRef](#)]
51. Brizuela-Velasco, A.; Alvarez-Arenal, A.; Gil-Mur, E.J.; Herrero-Climent, M.; Chavarri-Prado, D.; Chento-Valiente, Y.; Dieguez-Pereira, M. Relationship between insertion torque and resonance frequency measurements, performed by resonance frequency analysis, in micromobility of dental implants: An in vitro study. *Implant Dent.* **2015**, *24*, 607–611. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]





52. Blanco, J.; Suarez, J.; Novio, S.; Villaverde, G.; Ramos, I.; Segade, L.A. Histomorphometric assessment in human cadavers of the peri-implant bone density in maxillary tuberosity following implant placement using osteotome and conventional techniques. *Clin. Oral Implants Res.* **2008**, *19*, 505–510. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
53. Shalabi, M.M.; Wolke, J.G.; de Ruijter, A.J.; Jansen, J.A. A mechanical evaluation of implants placed with different surgical techniques into the trabecular bone of goats. *J. Oral Implantol.* **2007**, *33*, 51–58. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]



© 2020 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Article

Effect of Different Implant Designs on Strain and Stress Distribution under Non-Axial Loading: A Three-Dimensional Finite Element Analysis

Hélder Oliveira ¹, Aritza Brizuela Velasco ², José-Vicente Ríos-Santos ^{3,*},
 Fernando Sánchez Lasheras ⁴, Bernardo Ferreira Lemos ¹, Francisco Javier Gil ⁵,
 Alexandrine Carvalho ¹ and Mariano Herrero-Climent ⁶

- ¹ Faculty of Health Sciences, University Fernando Pessoa, 4200-150 Porto, Portugal; helderol@ufp.edu.pt (H.O.); blemos@ufp.edu.pt (B.F.L.); alexcarv@ufp.edu.pt (A.C.)
² Department of Surgery and Medical-surgical Specialties, University of Oviedo, 33006 Oviedo, Spain; aritzabrizuela@hotmail.com
³ Department of Periodontology, University of Seville, School of Dentistry, 41009 Sevilla, Spain
⁴ Mathematics Department, Faculty of Sciences, University of Oviedo, Oviedo 33007, Spain; sanchezfernando@uniovi.es
⁵ Bioengineering Institute of Technology, International University of Catalonia, 08017 Barcelona, Spain; xavier.gil@uic.cat
⁶ Porto Dental Institute, 4150-518 Oporto, Portugal; dr.herrero@herrerocliment.com
 * Correspondence: jvrios@us.es; Tel.: +34-954481121

Received: 12 May 2020; Accepted: 26 June 2020; Published: 1 July 2020



Abstract: Implant design evolved alongside the development of implant therapy. The purpose of this finite element analysis (FEA) study was to analyze the influence of different implant designs on the stress and strain distribution to the implants and surrounding bone. Three implant designs with the same length and diameter were used. The three-dimensional geometry of the bone was simulated with a cortical bone of three different thicknesses and two medullar bone densities: low density (150 Hounsfield units) and high density (850 Hounsfield units). A 30° oblique load of 150 N was applied to the implant restoration. Displacement and stress (von Mises) results were obtained for bone and dental implants. The strain and stress distributions to the bone were higher for the tissue-level implant for all types of bone. The maximum principal strain and stress decreased with an increase in cortical bone thickness for both cancellous bone densities. The distribution of the load was concentrated at the coronal portion of the bone and implants. All implants showed a good distribution of forces for non-axial loads, with higher forces concentrated at the crestal region of the bone–implant interface. Decrease in medullar bone density negatively affects the strain and stress produced by the implants.

Keywords: dental implants; design; finite element analysis; strain distribution; stress distribution; bone quality

1. Introduction

Dental implants are devices widely used in routine dental practice. Their high success rate in different indications and protocols (89–100%) has facilitated their incorporation into the treatment plans of patients who need replacement of missing teeth. Oral implantology must satisfy the needs of patients and clinicians regarding functional, comfort, and aesthetic aspects [1–4].

After the implants are inserted into the bone, an interaction occurs between the surface of the implant and the bone that surrounds it, ending in what is known as osseointegration. Osseointegration

is defined as the direct and structural connection between living and structured bone and the surface of an implant subjected to a functional load [5]. Achieving osseointegration requires several requirements: biocompatible material, adequate macrodesign, appropriate surface, correct surgical technique, and adequate implant loading [6,7]. Important aspects of the biocompatibility of the materials were highlighted a recent publication [8].

Osseointegration will be conditioned by biomechanical stimuli that will directly affect bone-implant contact. The areas of the implant that come into contact with the surrounding bone will be responsible for the distribution of loads. The design of dental implants has two purposes: to promote the correct primary stabilization, since osseointegration is based on having adequate mechanical stability and a favorable biological environment, and to favor the correct transfer of loads to the tissues surrounding the implant, once secondary or biological stability has been achieved after osseointegration [9,10].

The macrodesign includes several parts of the implant such as the morphology of the implant, the nucleus or body, the shape and depth of the threads, and the thread pitch, among others. The shape and geometry of one of these components will influence both the distribution of loads to the bone surrounding the implant and the generation of stresses at different levels of the implant. Tapered implant bodies and triangular compacting threads are factors in implant design related to a higher primary stability [11].

In current implantology, the use of what is known as internal connection is widespread. Different elements are connected to the body of the implant inside, therefore requiring a hollow bone with a practicable thread, which allows accommodation of the different abutments or elements that facilitate prosthesis construction. Within what is known as internal connection implants, we find two types of conceptually different implants: 1—tissue-level implants or implants in one piece, which incorporate the transepithelial portion to the body of the implant without continuity solution; 2—bone-level implants, or implants with a switching platform concept, in which the transepithelial portion is in a different element (abutment) that is incorporated into the body of the implant, this being slightly narrower than the more coronal portion of the implant [12–14]. In such a way, these designs will show different biomechanical behaviors to the supported forces: on the one hand, in terms of the distribution of loads to the bone that surrounds it and, on the other, in terms of the stresses suffered by the implant itself.

Clinical practice has routinely incorporated treatment protocols that require specific conditions, such as post-extraction implants and the application of immediate loading protocols. In both cases, it is necessary to achieve high implant stability values after insertion (primary stability), which avoid micromovements greater than 150 μ [15–18].

The influence of the implant macrodesign will be decisive in achieving adequate primary stability. The application of immediate loading protocols entails the transmission of efforts from the first moment after insertion of the implants, as well as the generation of stresses to the implant itself [19–22]. Several authors have assessed the impact of implant macrodesign, and the different factors that influence it, on the primary stability of implants and, therefore, on the achievement of osseointegration [21,23].

The characteristics of the bone surrounding the implants will be another essential factor to consider in primary stability. At the level of the bone that will receive the implants, there are two areas with different characteristics: the cortical bone and the cancellous or medullar bone. Primary stability will, therefore, depend on the macrodesign of the implant, the characteristics of the bone that houses it, and the loads on the implant and how they are distributed.

Greater tapering of the implant body will facilitate greater implant stability, as well as a more favorable insertion, facilitating the surgical protocol [24,25]. In some specific clinical situations where greater implant stability is required (supposedly more unfavorable conditions), tapered implants show some advantages. These situations could include application of immediate loading protocols, post-extraction implants, placement of implants in low-density bone, and so forth [26,27]. It is very difficult to clinically detect the distribution of stress occurring on the implant and bone as a result of

the force on dental implants. Therefore, the use of numerical methods, such as finite element analysis (FEA) makes it possible to evaluate the stress on dental implants and surrounding bone.

In the present study, a three-dimensional (3-D) FEA was used, in order to analyze the stress and strain occurring on the dental implants and surrounding bone under non-axial load (most unfavorable situation) [28–30]. According to Chung et al., the maximum effective stress induced by an oblique load could be twice as high as the maximum effective stress caused by an equal amount of vertical load [31].

The purpose of this FEA study was to analyze the influence of different implant designs on the stress and strain distribution to the implants and surrounding bone.

2. Materials and Methods

A finite element assessment requires definition of the parameters that characterize the model in which the study is carried out.

The three-dimensional (3D) geometry of the bone was simulated with cortical bone of three different thicknesses—0.5 mm, 1 mm, and 2.0 mm—and medullar bone with a density at two levels—low density (150 Hounsfield units—HU) and high density (850 Hounsfield units—HU).

The implants evaluated in this study were for daily use in dental practice, the Klockner Implant System® (SOADCO, Escaldes-Engordany, Andorra), with the corresponding CE marking (Figure 1).

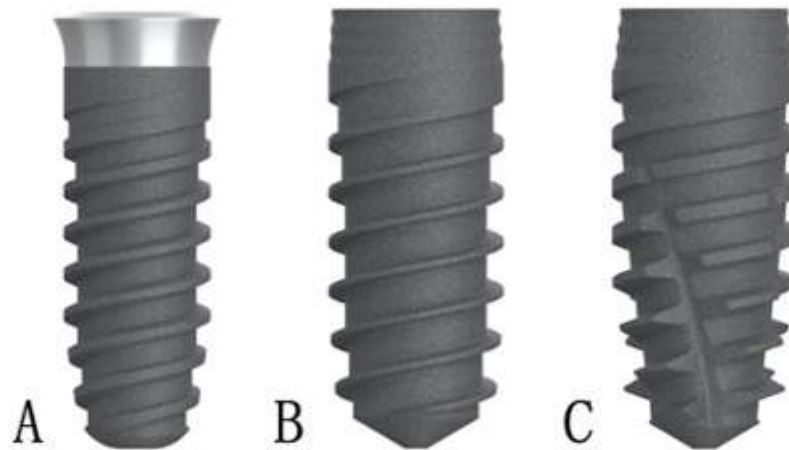


Figure 1. Implant designs evaluated in the study: Essential Cone® (A), Vega® (B), and Vega+® (C).

Essential Cone® (from now on designated as implant A) with a 1.5 mm neck or polished portion was used. It is a one-piece tissue-level concept implant, which incorporates the transepithelial portion attached to the implant body without continuity solution, eliminating the gap or implant-abutment connection. This is an internal connection implant system made of commercially pure grade III titanium. It has a tapered implant apex, straight body, double pitch thread (2.2 mm), 45° trapezoidal thread profile, tapered thread core at the apex, is straight in the middle of the body, and is conical in the most coronal part. The neck of the implant is concave in the shape of a tulip and has a micro-thread (1.5 mm), with a pitch of 0.05 mm.

Vega® (from now on designated as implant B) is a two-piece bone-level implant concept that applies the switching platform treatment philosophy, seeking better maintenance of the crestal bone level after insertion. This implant is made of a new generation of grade IV titanium, known as OPTIMUM® titanium, and is a cold hardening type. The conical design of the implant, in its most coronal portion, allows a better distribution of loads to the adjacent bone tissue. The micro-grooves

dissipate stress in the crestal portion, preventing bone loss when implant loading occurs, thus helping to maintain the bone level. It has a tapered implant apex, straight body, double pitch thread (2.2 mm), 24° trapezoidal thread profile, tapered thread core at the apex, is straight in the middle of the body, and is conical in the most coronal part. The implant neck is convex cone-shaped and has three rings (0.3 mm) with a 0.4 mm gap between them.

Vega+® (from now on designated as implant C) is also a bone-level concept implant in two pieces that applies the switching platform treatment philosophy, like implant B. Its design tries to facilitate insertion at the bone site, as well as to achieve greater primary stability. It is an implant that seeks to obtain greater primary stability, thanks to a series of changes in its design: more conical nucleus, 0.2 mm greater diameter in its coronal third, threads of greater width, vertical grooves that allow bone compaction when the implant is inserted, and is a more self-tapping implant. Implant C is also made of OPTIMUM® titanium. It has a tapered implant apex, straight body, double pitch thread (2.2 mm), 34° trapezoidal thread profile, tapered thread core at the apex, is straight in the middle of the body, and is conical in the most coronal part. The implant neck is convex cone-shaped and has three rings (0.3 mm), with a 0.4 mm gap between them.

The size of the implants used were 4 mm in diameter and 10 mm in length for all types of implants.

On them, the connection of an abutment for elaboration of a 6 mm height cemented prosthesis was considered, according to the design suggested and commercialized by the manufacturer. A crown was placed on the aforementioned abutment that reproduced a first upper premolar with an inclination of its cusps of 6°. The cement layer between the crown and abutment was ignored, assuming a precise passive fit and an effective joining of the two components.

The implants were placed at the recommended levels with respect to the bone crest.

The loading protocol simulated an intimately connected bone–implant interface (osseointegration simulation, delayed loading protocol).

The material properties were assumed to be homogeneous, isotropic, and linearly elastic, and the applied state equation was Hooke Law through Young and Poisson Modulus specification (Table 1). An adaptative mesh method was used to define the mesh model, with a maximum element size of 1 mm for the medullar bone constraint zones, 0.5 mm for models with 1.00 mm thickness in the cortical bone area, and 0.25 for those cortical bones belonging to models with only 0.5 mm thickness area. This ensures at least three nodes were used as information points in each line path. About 290 000 nodes were created for each model using the FEA software program (Ansys 2020 R1; Ansys Inc.).

Table 1. Material properties used in finite element models.

| Implant Design | Material Component | Material | E* (GPa) # | Poisson Ratio | References |
|----------------|-------------------------|------------------|------------|---------------|------------|
| A | Implant Essential Cone® | Titanium Grade 3 | 103.4 | 0.340 | [32,33] |
| B | Implant Vega® | Titanium Grade 4 | 104.0 | 0.340 | [32] |
| C | Implant Vega +® | Titanium Grade 4 | 104.0 | 0.340 | [32] |
| | Medullar bone (150 HU) | | 0.259 | 0.300 | [28] |
| | Medullar bone (850 HU) | | 3.507 | 0.300 | [28] |
| | Cortical bone | | 13.980 | 0.300 | [28] |

* Young's Modulus. # Gigapascals.

Displacement and stress (von Mises) results were obtained for bone and dental implants. The force between the alveolar crest and the implant was pushed downside, with a 30° oblique load of 150 N, avoiding stress concentration errors, and the sides of the alveolar bone were used as a fixed support constraint (Figure 2). The load was applied at the level of the central fossa of the restoration, and the model was fixed in the support bone.

Convergence displacement–stress U–S criteria with Newton Raphson residual control were used. Most models attained less than 0.2% convergence criteria, meaning the convergence criterion was set to less than 0.2% in the changes in the total deformation energy of all the elements. Shape control and mesh quality were measured and refined, reaching a final aspect ratio between 0.75 and 0.88.

A convergence test with the finite element models was carried out to verify the quality of the mesh. The convergence criterion was set to less than 1% in the changes in the total deformation energy of all the elements. Based on the results of the convergence test, an average element size of 0.6 mm was established for the mesh in all finite element models.

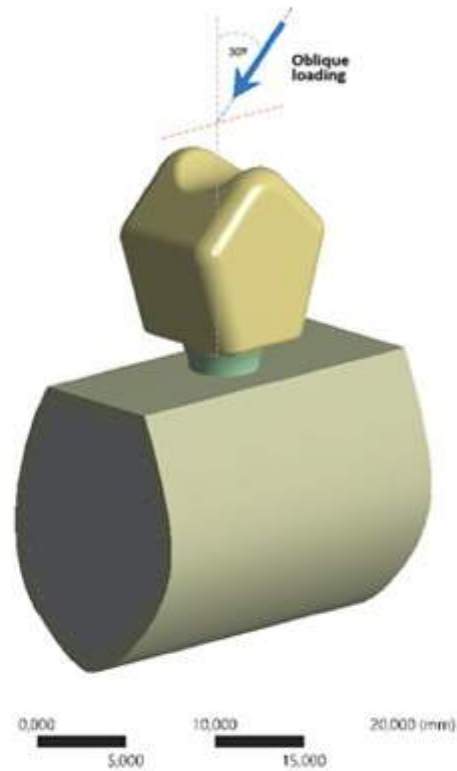


Figure 2. Boundary and load conditions of the FE model. Total force applied of 150 N. FE, finite element.

3. Results

3.1. Strain Distribution in Bone

The strain distributions in the bone were analyzed in both medullar bone densities (150 HU and 850 HU), for all cortical bone thicknesses (0.5 mm, 1 mm, and 2 mm), and for all implant designs (Figures 3 and 4; Table 2).

The strain distribution to the bone was higher for implant A followed by implant B and implant C, respectively, and for all types of bone. Furthermore, the maximum principal strain decreased with an increase in cortical bone thickness for both cancellous bone densities, and this difference was more prominent in the low-density medullar bone.

The distribution of the strain to the bone was concentrated, in all the examples, at the level of the most coronal portion of the implants. Likewise, there was a more homogeneous distribution of the strain throughout the body of implant C (Figure 5).

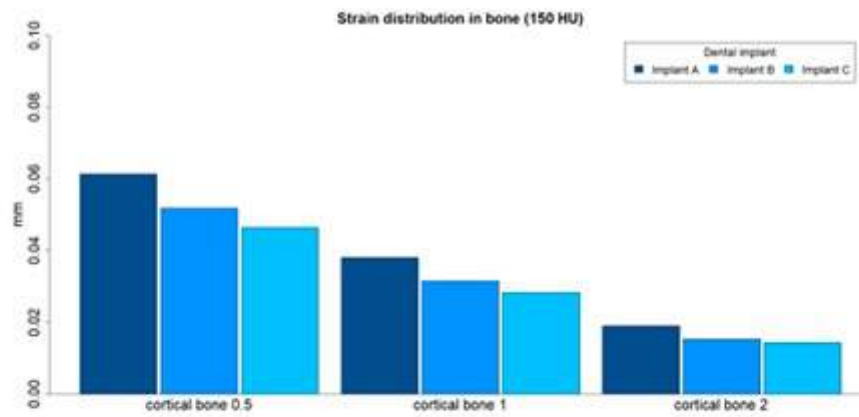


Figure 3. Strain distribution (mm) in low-density medullar bone (150 HU) for all cortical thicknesses (0.5 mm, 1 mm, and 2 mm) in all implant designs: A, B, and C.

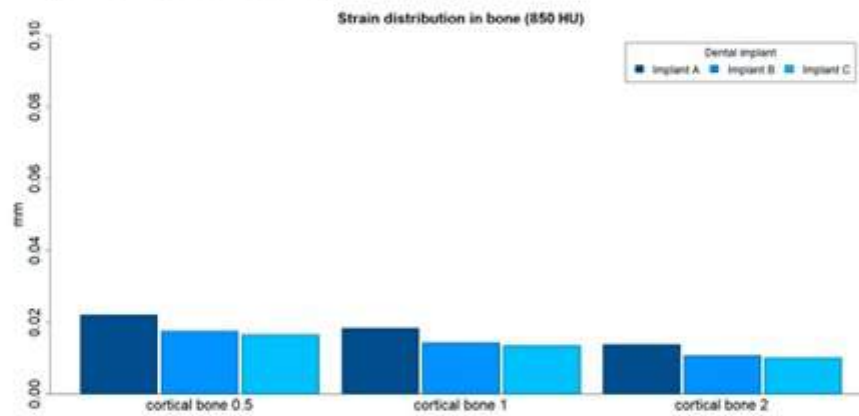


Figure 4. Strain distribution (mm) in high-density medullar bone (850 HU) for all cortical thicknesses (0.5 mm, 1 mm, and 2 mm) in all implant designs: A, B, and C.

Table 2. Strain distribution (maximum absolute values, mm) in bone for both medullar bone densities and for all cortical thicknesses (0.5 mm, 1 mm, and 2 mm) in all implant types: A, B, and C.

| Bone Density | Implant Design | Cortical Bone 0.5 | Cortical Bone 1 | Cortical Bone 2 |
|--------------|----------------|-------------------|-----------------|-----------------|
| 150 HU | A | 0.061 | 0.038 | 0.019 |
| 150 HU | B | 0.052 | 0.031 | 0.015 |
| 150 HU | C | 0.046 | 0.028 | 0.014 |
| 850 HU | A | 0.022 | 0.018 | 0.014 |
| 850 HU | B | 0.018 | 0.014 | 0.011 |
| 850 HU | C | 0.016 | 0.013 | 0.010 |

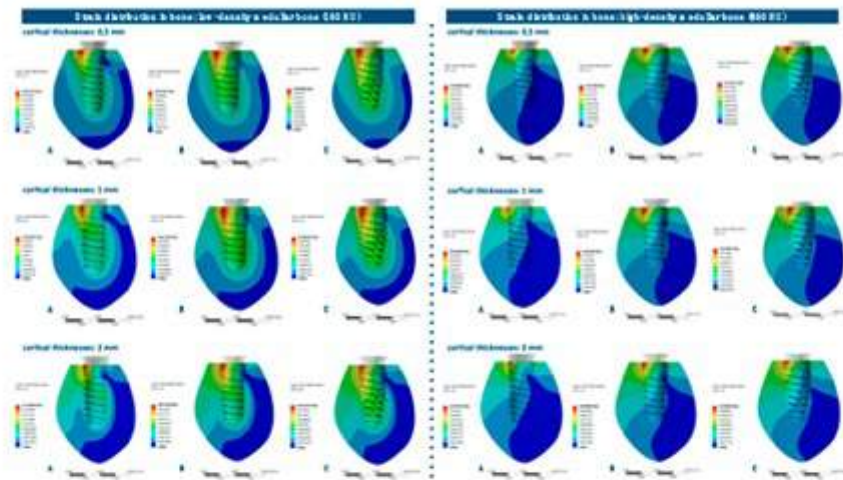


Figure 5. Strain distribution in bone for all implant designs: A, B, and C. Note: the figure is in very high resolution to be able to be enlarged: enlarge it in your word processor or view it in HTML format.

3.2. Strain Distribution in Implants

The strain distributions in the implant were analyzed in both medullar bone densities (150 HU and 850 HU), for all cortical bone thicknesses (0.5 mm, 1 mm, and 2 mm), and for all implant designs (Figures 6 and 7; Table 3).

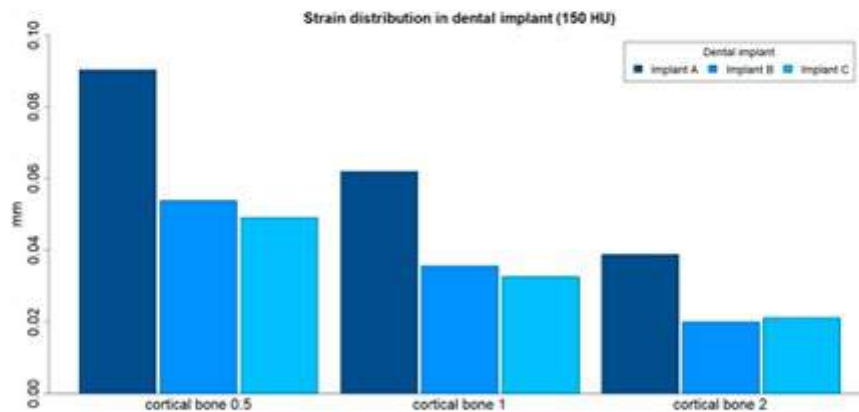


Figure 6. Strain distribution (mm) in implants, in low-density medullar bone (150 HU), for all cortical thicknesses (0.5 mm, 1 mm, and 2 mm) in all implant designs: A, B, and C.

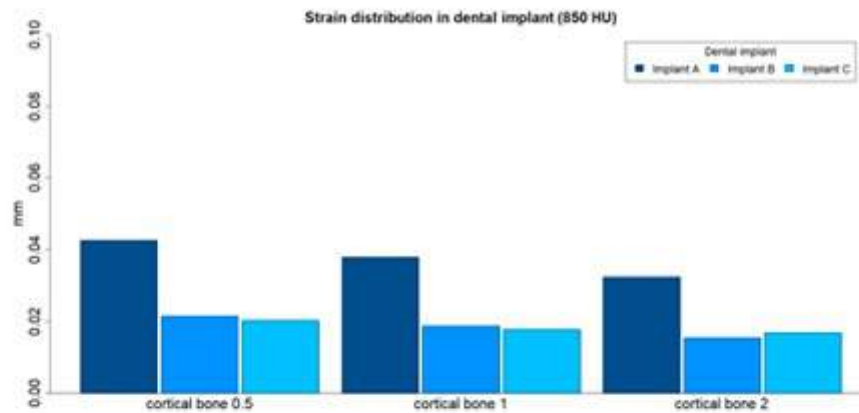


Figure 7. Strain distribution (mm) in implants, in high-density medullar bone (850 HU), for all cortical thicknesses (0.5 mm, 1 mm, and 2 mm) in all implant designs: A, B, and C.

Table 3. Strain distribution (maximum absolute values, mm) in implants, for both medullar bone densities, for all cortical thicknesses (0.5 mm, 1 mm, and 2 mm) in all implant types: A, B, and C.

| Bone Density | Implant Design | Cortical Bone 0.5 | Cortical Bone 1 | Cortical Bone 2 |
|--------------|----------------|-------------------|-----------------|-----------------|
| 150 HU | A | 0.090 | 0.062 | 0.039 |
| 150 HU | B | 0.054 | 0.036 | 0.020 |
| 150 HU | C | 0.049 | 0.033 | 0.021 |
| 850 HU | A | 0.043 | 0.038 | 0.032 |
| 850 HU | B | 0.021 | 0.019 | 0.015 |
| 850 HU | C | 0.020 | 0.018 | 0.017 |

The strain distribution in the dental implant was higher for implant A in all types of bone. Furthermore, the maximum principal strain in the implant decreased with an increase in cortical bone thickness for both medullar bone densities, and this difference was more prominent in the low-density medullar bone.

The distribution of the strain to the implant was concentrated, in all the examples, at the level of the most coronal portion of the implants. Likewise, there was a more homogeneous distribution of the strain throughout the body of the implant in the case of implant C (Figure 8).

3.3. von Mises Stress Distribution in Bone

The von Mises stress distributions in bone were analyzed in both medullar bone densities (150 HU and 850 HU), for all cortical bone thicknesses (0.5 mm, 1 mm, and 2 mm), and for all implant designs (Figures 9 and 10; Table 4).

The von Mises stress distribution in bone was higher for implant A in all types of bone. The maximum values in stress distribution in bone decreased with an increase in medullar bone density for all implant designs.

The distribution of stress to the bone was concentrated, in all the examples, at the level of the most coronal portion of the cortical bone (Figure 11).

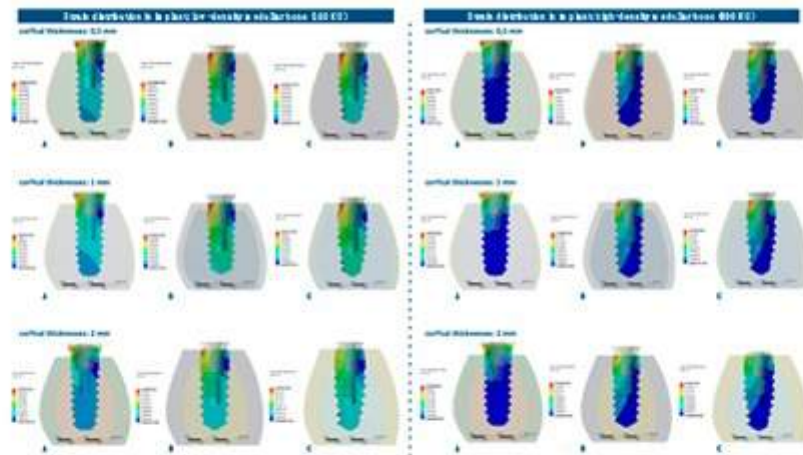


Figure 8. Strain distributions in implants for all implant designs: A, B, and C. Note: the figure is in very high resolution to be able to be enlarged: enlarge it in your word processor or view it in HTML format.

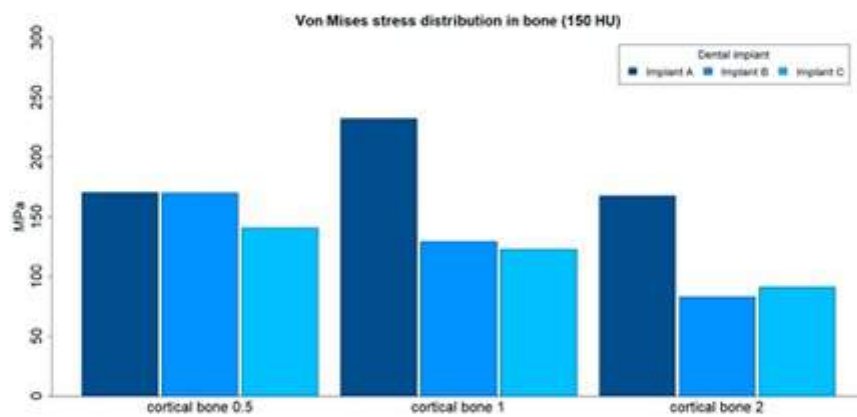


Figure 9. von Mises stress distribution (MPa) in low-density medullar bone (150 HU) for all cortical thicknesses (0.5 mm, 1 mm, and 2 mm) in all implant designs: A, B, and C.

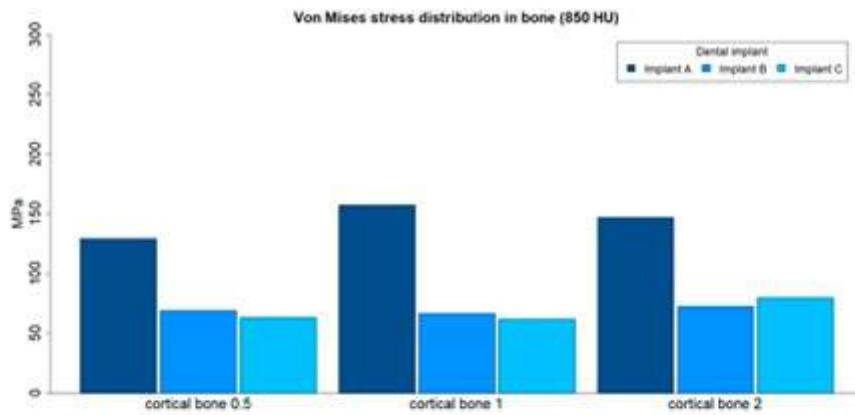


Figure 10. von Mises stress distribution (MPa) in high-density medullar bone (850 HU) for all cortical thicknesses (0.5 mm, 1 mm, and 2 mm) in all implant designs: A, B, and C.

Table 4. von Mises stress distribution (maximum absolute values, MPa) in bone, for both medullar bone densities, for all cortical thicknesses (0.5 mm, 1 mm, and 2 mm) in all implant designs: A, B, and C.

| Bone Density | Implant Design | Cortical Bone 0.5 | Cortical Bone 1 | Cortical Bone 2 |
|--------------|----------------|-------------------|-----------------|-----------------|
| 150 HU | A | 170.31 | 231.97 | 167.5 |
| 150 HU | B | 169.89 | 129.43 | 83.03 |
| 150 HU | C | 140.87 | 122.84 | 91.165 |
| 850 HU | A | 129.4 | 157.04 | 146.78 |
| 850 HU | B | 68.838 | 66.678 | 72.354 |
| 850 HU | C | 62.686 | 61.803 | 79.693 |

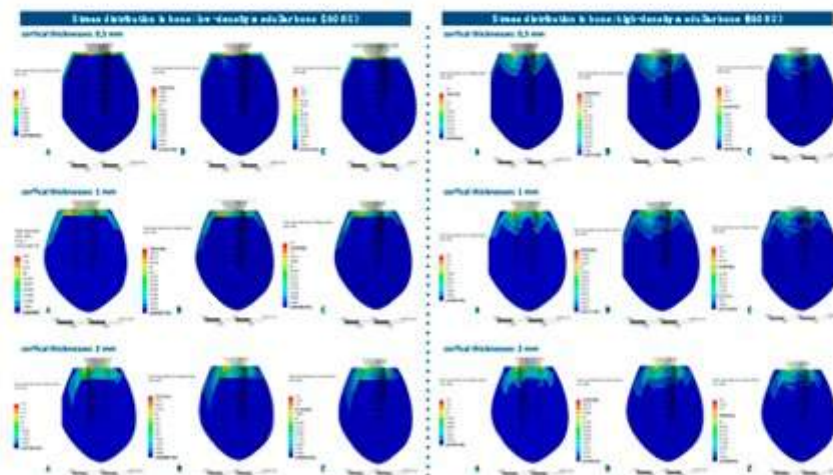


Figure 11. von Mises stress distributions in bone for all implant designs: A, B, and C. Note: the figure is in very high resolution to be able to be enlarged: enlarge it in your word processor or view it in HTML format.

3.4. von Mises Stress Distribution in Implants

The von Mises stress distributions in implants were analyzed in both medullar bone densities (150 HU and 850 HU), for all cortical bone thicknesses (0.5 mm, 1 mm, and 2 mm), and for all implant designs (Figures 12 and 13; Table 5).

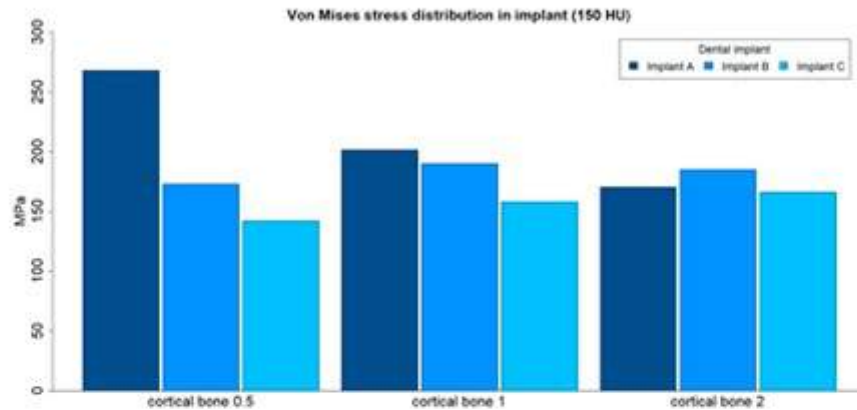


Figure 12. von Mises stress distributions (MPa) in implants, in low-density medullar bone (150 HU), for all cortical thicknesses (0.5 mm, 1 mm, and 2 mm) in all implant designs: A, B, and C.

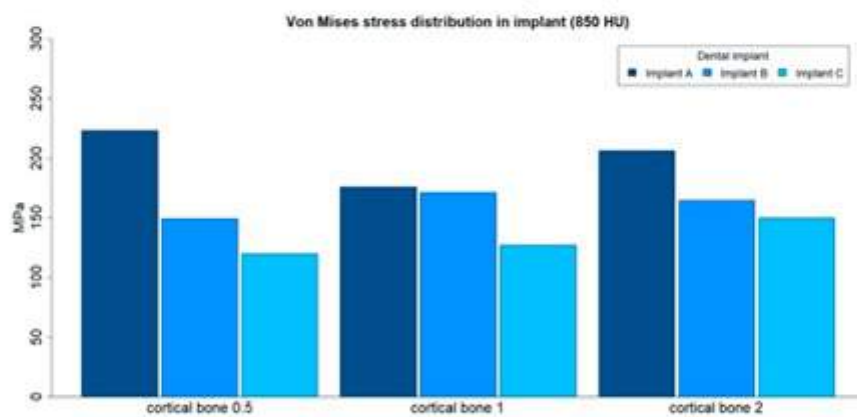


Figure 13. von Mises stress distributions (MPa) in implants, in high-density medullar bone (850 HU), for all cortical thicknesses (0.5 mm, 1 mm, and 2 mm) in all implant designs: A, B, and C.

Table 5. von Mises stress distributions (maximum absolute values, MPa) in implants, for both medullar bone densities, for all cortical thicknesses (0.5 mm, 1 mm, and 2 mm) in all implant designs: A, B, and C.

| Bone Density | Implant Design | Cortical Bone 0.5 | Cortical Bone 1 | Cortical Bone 2 |
|--------------|----------------|-------------------|-----------------|-----------------|
| 150 HU | A | 267.87 | 201.66 | 170.11 |
| 150 HU | B | 172.94 | 189.88 | 184.95 |
| 150 HU | C | 142.1 | 158.05 | 166.05 |
| 850 HU | A | 223.2 | 175.88 | 206.56 |
| 850 HU | B | 149.21 | 171.46 | 164.48 |
| 850 HU | C | 119.84 | 127.08 | 150.02 |

The von Mises stress distribution was higher for implant A in all types of bone, with the only exception for the low medullar bone density with a cortical bone of 2 mm thickness. The differences in maximum stress values between implant designs tended to be higher in low medullar bone density.

The distribution of stress to the implant was concentrated, in all the examples, at the level of the most coronal portion of the implants. Likewise, there was a more homogeneous distribution of stress throughout the body of the implant in the case of implant C (Figure 14).

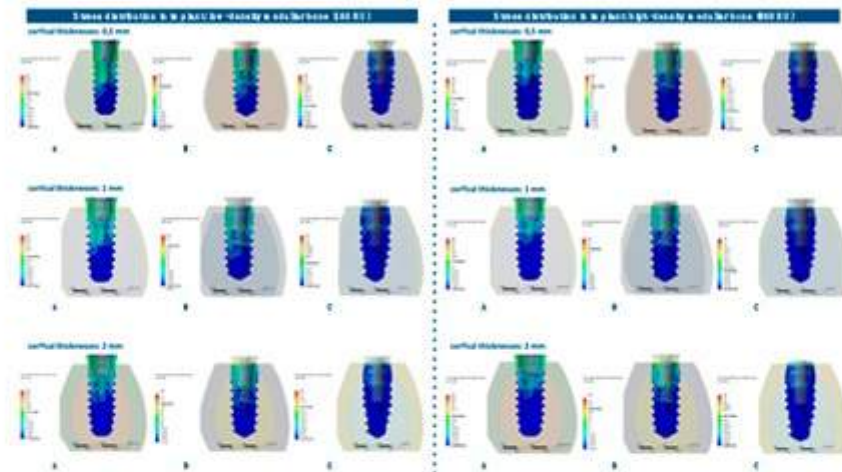


Figure 14. von Mises stress distributions in implants for all implant designs: A, B, and C. Note: the figure is in very high resolution to be able to be enlarged: enlarge it in your word processor or view it in HTML format.

4. Discussion

The aim of this study was to analyze the influence of different implant designs on the stress and strain distribution to the implants and surrounding bone.

The results revealed that the strain and stress distributions in the bone and implants were noticeably affected by the implant design, medullar bone density, and thickness of the cortical bone. Therefore, the null hypothesis that all implant designs would produce similar stress and strain distributions in the implant and surrounding bone was rejected.

The maximum values of von Mises stress in bone were, in all cases, at the level of the cortical bone that surrounds the implants, being appreciably higher when the medullar bone density is lower (150 HU), and when the cortical bone is thinner (0.5 mm and 1 mm at 170.31 and 231.97 MPa, respectively). Similar data are in the study by Yalçın et al. [30], where the maximum von Mises stress value referred was on cortical bone surrounding the neck region of the implants.

A similar situation was found in the research of Araki et al. [34], with a greater stress concentration on the cortical bone around the neck of the implants, although this study was performed with shorter dental implants than those used in the present work. Herekar et al. [35] and Baggy et al. [36] also observed higher von Mises stress values located at cervical cortical bone regions adjacent to the implants for different implant types. The same results were found by Barbier et al. [37] in an animal model, showing higher stress concentrations in cortical bone at the neck of the implant, using different types of prosthetic rehabilitations.

In the present research, better results were obtained for all implant designs in high-density medullar bone (850 HU) than in low-density medullar bone (150 HU). Results for stress distribution to

the bone and implants were quite similar to the strain distribution, with regard to different medullar bone densities and different cortical thicknesses. In other words, it was shown that higher densities of medullar bone and thicker cortical bone thicknesses led to lower values of stress and distribution to bone and implants, which was also reported in other studies with different implant designs and qualities of bone [28,30,36,38].

Sugiura et al. [28] showed the same pattern in their study. These authors also observed that the strain distribution was higher in low-density medullar bone and decreased with an increase in cortical thickness, in conditions of immediate and delayed loading. Works from Yalçın et al. [30] and Sevımay et al. [38] reported maximum von Mises stress values in D4 bone quality (1 mm thick cortical bone and low-density medullar bone), compared to three other bone qualities (with higher medullar densities and thicker cortical bone). Baggy et al. [36] observed higher stress distributions in the maxillary bone (less dense) than in the mandibular bone, with five different types of implants.

Other authors, however, did not report differences in stress and strain distributions in their experiments, with regards to medullar bone density. Santiago et al. [39] reported no differences in stress and strain distribution for different bone qualities (bone type III and bone type IV) in different implant designs under oblique loads. The authors suggested that this fact could be related to the thickness of the cortical bone, which was the same for the different bone qualities used in their research.

Implant design plays an important role in the success of implant treatment, helping to maintain the level of the crestal bone and facilitate the achievement of good primary stability. A correct design allows a good load distribution throughout the body of the implant. These characteristics assume greater importance in more demanding treatments such as the application of immediate loading protocols, post-extraction implants, or implants placed in low-density bones.

The implants analyzed in the present study allowed a homogeneous distribution of the occlusal loads to the surrounding bone; however, this fact was more evident for the bone-level implant designs, compared to the tissue-level implant. This may be explained by the platform-switching concept occurring in the bone-level implants used in this study, similar to the results found in the research by Maeda et al. [40], although the implants used in their work had different designs from those used in the present study. One reason that may explain this fact, according to Maeda, may be the shifting of the stress concentration away from the bone-implant interface in platform-switching concept implants [40].

Aslam et al. [41] as well as Xia et al. [42] compared a platform-matched implant with a platform-switched implant, finding a significantly higher stress distribution in peri-implant bone surrounding the platform-matched implant. A similar situation was found in this work when analyzing the behavior of implants with a tissue-level design and implants that applied a platform-switching concept to their design.

In agreement, Tabata et al. [43] showed that the von Mises stress was reduced in peri-implant bone when the platform-switching concept was applied, compared to regular platform-matched, wide platform-matched, and platform-switched concepts.

Tanasić et al. [44] also showed that the implant design without platform switching showed double the stress of the implant design with platform switching in the area of the implant neck, when compared to two different threaded implants with or without the platform-switching concept under an axial load of 500 N.

Schrotenboer et al. [45] demonstrated that when the concept of platform switching was applied by decreasing the abutment diameter, less stress was translated to the crestal bone both in microthread and smooth-neck implants under 100 N axial and oblique loads.

Contrary to the present work, Araki et al. [34] reported a higher von Mises stress distribution in bone for bone-level and tissue-level implants; however, they used other implant types and focused on extra short implants in their study.

Implant C evaluated in this study showed to be, in general, the most favorable implant design regarding stress and strain distribution to the bone and implant in most simulated situations. Furthermore, it was also observed, as a general rule, that there was a more homogeneous distribution

of the stress and strain throughout the bone and the body of the implant in the case of the modified bone-level implant. This may be explained by the depth and square thread design of this specific implant, as observed in other studies [31,35].

Comparing five different implant designs under axial and oblique loads, Chun et al. [31] concluded that stress was more evenly distributed when the implant shape was square threaded and filleted with a small radius, compared to other implant designs.

Herekar et al. [35] showed that fourfold micro-threads allowed a higher stress distribution within the surrounding cortical bone and decreased stress to the medullar bone and implant body, when compared to stresses between two implants having different thread designs.

In a three-dimensional finite element analysis, Golmohammadi et al. [46] showed the importance of different lengths of the micro-threaded neck of the implants on stress distribution to the bone under an axial and oblique load (30°) of 200 N.

A previous work published by Tada et al. [47] also showed the importance of implant design and bone quality on stress and strain distribution in bone around implants. The authors suggested that screw-type implants could have a favorable response compared to cylinder implants, mainly in low-density bone. These results may lead us to think about the importance of different implant designs and their adaptation to each specific clinical situation for success in implant therapy.

This study has the limitations of being a finite element simulation. In our study, specific situations are considered (bone density, cortical thicknesses, non-axial forces, osseointegrated implants) that do not exactly reflect clinical situations. Thus, the values obtained may not correspond to the clinical behavior of the different implant designs. This type of study helps to understand the influence of implant designs on the transmission of loads to both bone and implants. It is necessary to contrast these results with those obtained in *in vitro* and *in vivo* studies. The results obtained in this study are in agreement with other similar works, which try to understand the biomechanical behavior of implants [28,30,35,38].

5. Conclusions

Based on the findings of this FEA study, and within the limitations of the same, one may conclude that implant design seems to affect the distribution of strain and stress in bone and implants. There was a more homogeneous strain distribution throughout the body of the implant in the case of implant C. Implant C presented lower bone strain in the cortical bone region. The density of the medullar bone, as well as the thickness of the cortical bone, also seem to affect the distribution of strain and stress in bone and implants. A decrease in medullar bone density negatively affects the strain and stress produced by the implants. All implants showed a good distribution of forces for non-axial loads with higher forces concentrated at the crestal region of the bone-implant interface. In all cases, the load distribution may be compatible with the resistance of the maxillary bone.

Author Contributions: Conceptualization: M.H.-C. and A.B.V.; methodology: H.O., M.H.-C. and A.B.V.; software: F.S.L.; validation: A.B.V., J.-V.R.-S., F.J.G. and A.C.; investigation: H.O., M.H.-C., B.F.L. and F.S.L.; writing—original draft preparation: H.O., M.H.-C., B.F.L. and A.C.; writing—review and editing: A.B.V., F.S.L., J.-V.R.-S. and F.J.G.; funding acquisition: M.H.-C. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research was partially funded by SOADCO. S.L.

Acknowledgments: The authors thank Jordi Martínez (SOADCO. S.L.) for his administrative and technical support in this research.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflicts of interest.

References

1. Lindquist, L.W.; Rockler, B.; Carlsson, G.E. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J. Prosthet. Dent.* **1988**, *59*, 59–63. [[CrossRef](#)]
2. Nevins, M.; Langer, B. The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw: A long-term retrospective study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **1993**, *8*, 428–432.

3. Fugazzotto, P.A.; Gulbransen, H.J.; Wheeler, S.L.; Lindsay, J.A. The use of IMZ osseointegrated implants in partially and completely edentulous patients: Success and failure rates of 2,023 implant cylinders up to 60+ months in function. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **1993**, *8*, 617–621. [[PubMed](#)]
4. Lang, N.P.; Pun, L.; Lau, K.Y.; Li, K.Y.; Wong, M.C. A systematic review on survival and success rates of implants placed immediately into fresh extraction sockets after at least 1 year. *Clin. Oral Implants Res.* **2012**, *23* (Suppl. 5), 39–66. [[CrossRef](#)]
5. Branemark, P.I.; Hansson, B.O.; Adell, R.; Breine, U.; Lindstrom, J.; Hallen, O.; Ohman, A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand. J. Plast Reconstr. Surg. Suppl.* **1977**, *16*, 1–132.
6. Adell, R.; Lekholm, U.; Rockler, B.; Branemark, P.I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.* **1981**, *10*, 387–416. [[CrossRef](#)]
7. Johansson, C.; Albrektsson, T. Integration of screw implants in the rabbit: A 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **1987**, *2*, 69–75. [[PubMed](#)]
8. Pagano, S.; Coniglio, M.; Valenti, C.; Negri, P.; Lombardo, G.; Costanzi, E.; Cianetti, S.; Montaseri, A.; Marinucci, L. Biological effects of resin monomers on oral cell populations: Descriptive analysis of literature. *Eur. J. Paediatr. Dent.* **2019**, *20*, 224–232. [[CrossRef](#)]
9. Marcian, P.; Borak, L.; Valasek, J.; Kaiser, J.; Florian, Z.; Wolff, J. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone—A feasibility study. *J. Biomech.* **2014**, *47*, 3830–3836. [[CrossRef](#)]
10. Marcian, P.; Wolff, J.; Horackova, L.; Kaiser, J.; Zikmund, T.; Borak, L. Micro finite element analysis of dental implants under different loading conditions. *Comput. Biol. Med.* **2018**, *96*, 157–165. [[CrossRef](#)]
11. Abrahamsson, I.; Berglundh, T. Effects of different implant surfaces and designs on marginal bone-level alterations: A review. *Clin. Oral Implants Res.* **2009**, *20* (Suppl. 4), 207–215. [[CrossRef](#)]
12. Atieh, M.A.; Ibrahim, H.M.; Atieh, A.H. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: A systematic review and meta-analysis. *J. Periodontol.* **2010**, *81*, 1350–1366. [[CrossRef](#)]
13. Sanz-Martin, I.; Sanz-Sanchez, I.; Noguero, F.; Cok, S.; Ortiz-Vigon, A.; Sanz, M. Randomized controlled clinical trial comparing two dental implants with different neck configurations. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2017**, *19*, 512–522. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
14. Barrachina-Diez, J.M.; Tashkandi, E.; Stampf, S.; Att, W. Long-term outcome of one-piece implants. Part I: Implant characteristics and loading protocols. A systematic literature review with meta-analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2013**, *28*, 503–518. [[CrossRef](#)]
15. Meredith, N.; Book, K.; Friberg, B.; Jemt, T.; Sennerby, L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin. Oral Implants Res.* **1997**, *8*, 226–233. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
16. Glauser, R.; Sennerby, L.; Meredith, N.; Ree, A.; Lundgren, A.; Gottlow, J.; Hammerle, C.H. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin. Oral Implants Res.* **2004**, *15*, 428–434. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
17. Szmukler-Moncler, S.; Salama, H.; Reingewirtz, Y.; Dubrulle, J.H. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: Review of experimental literature. *J. Biomed. Mater. Res.* **1998**, *43*, 192–203. [[CrossRef](#)]
18. Gallucci, G.O.; Hamilton, A.; Zhou, W.; Buser, D.; Chen, S. Implant placement and loading protocols in partially edentulous patients: A systematic review. *Clin. Oral Implants Res.* **2018**, *29* (Suppl. 16), 106–134. [[CrossRef](#)]
19. Becker, W.; Sennerby, L.; Bedrossian, E.; Becker, B.E.; Lucchini, J.P. Implant stability measurements for implants placed at the time of extraction: A cohort, prospective clinical trial. *J. Periodontol.* **2005**, *76*, 391–397. [[CrossRef](#)]
20. Cucchi, A.; Vignudelli, E.; Franco, S.; Levri, L.; Castellani, D.; Pagliani, L.; Rea, M.; Modena, C.; Sandri, G.; Longhi, C. Tapered, Double-Lead Threads Single Implants Placed in Fresh Extraction Sockets and Healed Sites of the Posterior Jaws: A Multicenter Randomized Controlled Trial with 1 to 3 Years of Follow-Up. *Biomed. Res. Int.* **2017**, *2017*, 8017175. [[CrossRef](#)]
21. Karl, M.; Irastorza-Landa, A. Does implant design affect primary stability in extraction sites? *Quintessence Int.* **2017**, *48*, 219–224. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

22. Penarrocha-Oltra, D.; Covani, U.; Penarrocha, M.; Penarrocha-Diago, M. Immediate versus conventional loading with fixed full-arch prostheses in mandibles with failing dentition: A prospective controlled study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2015**, *30*, 427–434. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
23. Rios-Santos, J.V.; Menjivar-Galan, A.M.; Herrero-Climent, M.; Rios-Carrasco, B.; Fernandez-Palacin, A.; Perez, R.A.; Gil, F.J. Unravelling the effect of macro and microscopic design of dental implants on osseointegration: A randomised clinical study in minipigs. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* **2018**, *29*, 99. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
24. Irinakis, T.; Wiebe, C. Initial torque stability of a new bone condensing dental implant. A cohort study of 140 consecutively placed implants. *J. Oral Implantol.* **2009**, *35*, 277–282. [[CrossRef](#)]
25. O'Sullivan, D.; Sennerby, L.; Meredith, N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin. Oral Implants Res.* **2004**, *15*, 474–480. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
26. Kim, Y.K.; Lee, J.H.; Lee, J.Y.; Yi, Y.J. A randomized controlled clinical trial of two types of tapered implants on immediate loading in the posterior maxilla and mandible. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2013**, *28*, 1602–1611. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
27. Javed, F.; Ahmed, H.B.; Crespi, R.; Romanos, G.E. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Intern. Med. Appl. Sci.* **2013**, *5*, 162–167. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
28. Sugiura, T.; Yamamoto, K.; Horita, S.; Murakami, K.; Tsutsumi, S.; Kirta, T. The effects of bone density and crestal cortical bone thickness on micromotion and peri-implant bone strain distribution in an immediately loaded implant: A nonlinear finite element analysis. *J. Periodontal. Implant. Sci.* **2016**, *46*, 152–165. [[CrossRef](#)]
29. Lee, H.; Park, S.; Noh, G. Biomechanical analysis of 4 types of short dental implants in a resorbed mandible. *J. Prosthet. Dent.* **2019**, *121*, 659–670. [[CrossRef](#)]
30. Yalcin, M.; Kaya, B.; Lacin, N.; Ari, E. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Effect of Endosteal Implants with Different Macro Designs on Stress Distribution in Different Bone Qualities. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2019**, *34*, e43–e50. [[CrossRef](#)]
31. Chun, H.J.; Cheong, S.Y.; Han, J.H.; Heo, S.J.; Chung, J.P.; Rhyu, L.C.; Choi, Y.C.; Baik, H.K.; Ku, Y.; Kim, M.H. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J. Oral Rehabil.* **2002**, *29*, 565–574. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
32. Ding, X.; Zhu, X.H.; Liao, S.H.; Zhang, X.H.; Chen, H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: A three-dimensional finite element analysis. *J. Prosthodont.* **2009**, *18*, 393–402. [[CrossRef](#)]
33. Shibata, Y.; Tanimoto, Y.; Maruyama, N.; Nagakura, M. A review of improved fixation methods for dental implants. Part II: Biomechanical integrity at bone-implant interface. *J. Prosthodont Res.* **2015**, *59*, 84–95. [[CrossRef](#)]
34. Araki, H.; Nakano, T.; Ono, S.; Yatani, H. Three-dimensional finite element analysis of extra short implants focusing on implant designs and materials. *Int. J. Implant. Dent.* **2020**, *6*, 5. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Herekar, M.G.; Patil, V.N.; Mulani, S.S.; Sethi, M.; Padhye, O. The influence of thread geometry on biomechanical load transfer to bone: A finite element analysis comparing two implant thread designs. *Dent. Res. J. (Isfahan)* **2014**, *11*, 489–494.
36. Baggi, L.; Cappelloni, I.; Di Girolamo, M.; Maceri, F.; Vairo, G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *J. Prosthet. Dent.* **2008**, *100*, 422–431. [[CrossRef](#)]
37. Barbier, L.; Vander Sloten, J.; Krzesinski, G.; Schepers, E.; Van der Perre, G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J. Oral Rehabil.* **1998**, *25*, 847–858. [[CrossRef](#)]
38. Sevimay, M.; Turhan, F.; Kilicarslan, M.A.; Eskitascioglu, G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J. Prosthet. Dent.* **2005**, *93*, 227–234. [[CrossRef](#)]
39. Santiago Junior, J.F.; Verri, F.R.; Almeida, D.A.; de Souza Batista, V.E.; Lemos, C.A.; Pellizzer, E.P. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. *Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl.* **2016**, *63*, 292–300. [[CrossRef](#)]
40. Maeda, Y.; Miura, J.; Taki, I.; Sogo, M. Biomechanical analysis on platform switching: Is there any biomechanical rationale? *Clin. Oral Implants Res.* **2007**, *18*, 581–584. [[CrossRef](#)]

41. Aslam, A.; Hassan, S.H.; Aslam, H.M.; Khan, D.A. Effect of platform switching on peri-implant bone: A 3D finite element analysis. *J. Prosthet. Dent.* **2019**, *121*, 935–940. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
42. Xia, H.; Wang, M.; Ma, L.; Zhou, Y.; Li, Z.; Wang, Y. The effect of platform switching on stress in peri-implant bone in a condition of marginal bone resorption: A three-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2013**, *28*, e122–e127. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
43. Tabata, L.F.; Rocha, E.P.; Barao, V.A.; Assuncao, W.G. Platform switching: Biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2011**, *26*, 482–491.
44. Tanasic, I.; Tihacek-Sojic, L.; Milic-Lemic, A. Finite element analysis of compressive stress and strain of different implant forms during vertical loading. *Int. J. Comput. Dent.* **2014**, *17*, 125–133.
45. Schrottenboer, J.; Tsao, Y.P.; Kinariwala, V.; Wang, H.L. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: A finite element analysis. *J. Periodontol.* **2008**, *79*, 2166–2172. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
46. Golmohammadi, S.; Eskandari, A.; Movahhedy, M.R.; Shirmohammadi, A.; Amid, R. The effect of microthread design on magnitude and distribution of stresses in bone: A three-dimensional finite element analysis. *Dent. Res. J. (Isfahan)* **2018**, *15*, 347–353. [[CrossRef](#)]
47. Tada, S.; Stegaroiu, R.; Kitamura, E.; Miyakawa, O.; Kusakari, H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2003**, *18*, 357–368. [[PubMed](#)]



© 2020 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Article

Effects of Different Undersizing Site Preparations on Implant Stability

Bernardo Ferreira Lemos ^{1,2}, Paula Lopez-Jarana ², Carlos Falcao ^{1,2}, Blanca Ríos-Carrasco ³, Javier Gil ⁴, José Vicente Ríos-Santos ^{3,*} and Mariano Herrero-Climent ²

¹ Faculty of Health Sciences, Fernando Pessoa University, 4249-004 Porto, Portugal; blemos@ufp.edu.pt (B.F.L.); cfalcao@ufp.edu.pt (C.F.)

² Porto Dental Institute, 4150-518 Porto, Portugal; plopezjarana@hotmail.com (P.L.-J.); dr.herrero@herrerocliment.com (M.H.-C.)

³ Department of Periodontology, University of Seville, 41009 Seville, Spain; brios@us.es

⁴ Faculty of Dentistry, Bioengineering Institute of Technology, International University of Catalonia, 08017 Barcelona, Spain; javier.gil@uic.es

* Correspondence: jvrios@us.es; Tel.: +34-954481121; Fax: +34-954481157

Received: 13 October 2020; Accepted: 30 November 2020; Published: 2 December 2020



Abstract: As immediate loading protocols are becoming more frequent, the primary stability of implants has become an essential criterion for the osseointegration of dental implants. Based on this, the objective of this study was to understand the influence of different undersized surgical preparation sites on the insertion torque (IT) and implant stability quotient (ISQ). Four different site-preparation protocols were performed on fresh humid type III bovine bone: one control, the standard protocol recommended by the manufacturer (P1), and three variations of undersized techniques (P2, P3 and P4). The implant used was VEGA by Klockner Implant System. The sample size was $n = 40$ for each of the four groups. A torquemeter was used to measure the IT, and the ISQ was measured with a Penguin RFA. Both variables showed a tendency to increase as the preparation technique was reduced, although not all the values were statistically significant ($p < 0.05$) when comparing with the standard preparation. The preparations without a cortical drill, P2 and P4, showed better results than those with a cortical drill. Given the limitations of this study, it can be concluded that reducing the implant preparation can increase both the IT and ISQ. Removing the cortical drill is an effective method for increasing implant stability, although it should be used carefully.

Keywords: dental implant; underpreparation; implant preparation; implant stability; insertion torque; ISQ; RFA

1. Introduction

The primary stability of dental implants is a key element in obtaining successful osseointegration [1]. It is described as the frictional force of contact between the implant surface and the drill bone preparation after its insertion [2]; it is a mechanical concept. Clinically, it is defined as the non-existence of mobility, where the implant stays in the desired final position. The absence of mobility is an important mechanical prerequisite, because implant micromovements greater than $150 \mu\text{m}$ [3] may generate fibrointegration and induce implant failure [4]. Recent research showed that primary stability could be affected by several factors: the macro-implant design, bone quality, implant size, osseous morphology of the surgical site, drilling protocol technique [5] or surgeon's skills.

Primary stability was initially evaluated using invasive methods, such as assessing the insertion and disinsertion torque of the implant with a torque gauge or torque wrench during implant insertion [6]. Another noninvasive method, resonance frequency analysis (RFA), was also employed because of

its reliability, repeatability and relation with micromovements [7–10]. However, both techniques were confirmed to analyze different mechanical aspects of the implant stability concept [11]. The first method, assessing the insertion torque (IT), evaluates the resistance to a rotational force against the implant when it is inserted into the drill bone preparation [12]. Each implant manufacturer has their own recommendations about the maximum insertion torque values that are supported by implants.

The RFA system was developed by Meredith in 1996 [13]. This methodology is based on a frequency signal transmitted to a screwed transducer, which produces the vibration of the implant. The RFA is expressed on the centesimal Implant Stability Quotient scale (ISQ), a frequency scale in kHz units ranging from 1 to 100. The greater the stability, the greater the ISQ value [14]. The RFA system is used to measure implant stability as a function of the stiffness of the bone-implant relationship [15]. There is no stability evaluation system that has been demonstrated as the gold standard, with both insertion-torque assessment and RFA being widely used in clinical practice and in many studies [16]. Therefore, the primary stability allows the osseointegration of the implant and bone formation around its surface, strengthening the bone-to-implant contact to provide the secondary stability or biological stability of the implant [17].

Primary stability is considered a prerequisite for the long-term success of immediate or early loading implants [18], and certain clinical factors can limit it [19]. The mechanical force resistance of bone, directly related to its quality, is a determining prognostic factor for the success of implant survival, and one of the essential factors for achieving osseointegration [20]. Poor bone quality, such as type III or IV (of Lekholm and Zarb in 1985) [3], describes a bone volume mainly made up of cancellous bone, with a thin cortical layer. This low-density bone could reduce the success of implant osseointegration in immediate implants or immediate loading protocols [21].

Some authors refer to the clinician's ability to adjust the surgical technique according to their experience, during the surgical procedure of implant placement, as an important factor for implant stability [22,23].

Several modifications of surgical techniques have been proposed to improve the success of implants located in areas of low bone density [24], aiming to increase the stability after insertion. The proposed techniques are under-drilling or preparation with drills with a diameter smaller than the diameter of the implant, bone condensation or bi-cortical fixation [25].

There are some factors that determine the ideal surgical technique: osteotomy drill preparation, adequate initial implant stability, and avoiding excessive heating or compressive trauma [6]. Primary stability is achieved through mechanical interlocking between the implant and the bone wall of the osteotomy [4].

The proper final osteotomy dimension should be determined based on the bone characteristics via so-called adapted drilling; that is, when selecting the final osteotomy dimension, a different degree of bone compression and primary stability at implant placement can be obtained [26].

To achieve higher values of primary stability, some studies recommend under-drilling or lower dimensions. Depending on the bone characteristics at the planned implant position, an adaptive drilling procedure can be chosen to optimize implant stability [24].

Some studies recommend undersized drilling techniques with the use of a final drill with a smaller diameter (than that recommended in the drilling sequence by the implant manufacturer) than the one corresponding to the implant diameter, to locally optimize bone density, which subsequently improves primary stability at sites with poor bone quality [27].

Others authors propose bone condensation by the use of "condensers" after the pilot drill, to displace the bone into the periphery [5], while others have studied the effect of implant bed preparation without profiling and tapping, with controversial results regarding the resulting bone implant contact [23,28].

The aim of this study was to compare different site preparation techniques and evaluate the influence on implant stability according to the insertion torque and ISQ values from resonance frequency analysis.

2. Materials and Methods

In this study, fresh bovine kneecaps wide in diameter were used, which are classified as type III in terms of bone density according to the classification of Lekholm and Zarb, owing to their minor portion of cortical bone and greater medullar proportion [29].

The implant used was the VEGA implant from the Klockner Implant System (SOADCO S.L., Andorra). It is a bone-level-type implant, for use with the switching platform concept, and therefore a two-piece implant with a transepithelial abutment that is connected to the implant by a morse cone-type connection.

The implants used were 3.5 and 4.0 mm in diameter and both 10 mm in length. The surface used was shot blasted with alumina particles and acid passivate, with a roughness (Ra) of $1.30 \pm 0.23 \mu\text{m}$.

N Query Advisor v4.0 was used to calculate the number of samples based on the study of Herrero-Climent (2012 and 2013). The calculated sample size was $n = 18$ for $p < 0.05$, but the authors decided to increase it to $n = 40$, looking for statistical significance. An ethics committee was not necessary, as it was an *in vitro* study with fresh bovine bone [7,30].

All the procedures were performed in a room at 22 °C. The bone fragments to be used were kept for one hour at room temperature before the procedure once removed from the refrigerator where they were stored.

The implant sites were placed by a single investigator, a surgeon with more than five years' experience and a broad knowledge of the Klockner Implant System. With the goal of simulating the usual clinical situation, the preparation was performed with an electronic surgical unit (W&H Dentalwerk, Austria) with physiological serum stored at a temperature of 6 °C.

2.1. Implant Stability Measurements

Two variables were measured in order to evaluate implant stability: the resonance frequency and insertion torque (IT). Once the bone sites were prepared for the implants, the latter were inserted mechanically, using the surgical unit, up to half their length. A torquemeter, Tohnichi—ATG6C (Tohnichi Mfg. Co Ltd., Tokyo, Japan), was used to insert the rest of the body at the implant site, and then, the final insertion torque was measured.

The measurements of resonance frequency were performed with the Penguin RFA (Integration Diagnostics, Gothenburg, Sweden). For the RFA values, recorded as ISQ (implant stability quotient) values, two perpendicular measurements were registered. For RFA registration with the Penguin RFA system, a transducer element (MultiPeg) had to be connected to the implant, this being specific for each of the implants to be registered. The two RFA measurements to be performed on each implant were perpendicular to each other. They were performed according to the manufacturer's suggested technique, bringing the probe perpendicular to the MultiPeg until the warning sound for the registration was perceived. Subsequently, the average value obtained for the two measurements of each implant was considered as the ISQ value. For the VEGA 3.5 mm diameter implant, the MultiPeg used was number 57, ref. 55065, and for the VEGA 4.0 mm, the number was 26, ref. 55034.

2.2. Implant Site Preparation

Four different types of implant site preparations were performed (Figure 1): one was the control group (P1), and the others were different variations of implant site underpreparation (P2, P3 and P4). Therefore, the implant surface in contact with the bone differed depending on the type of preparation.

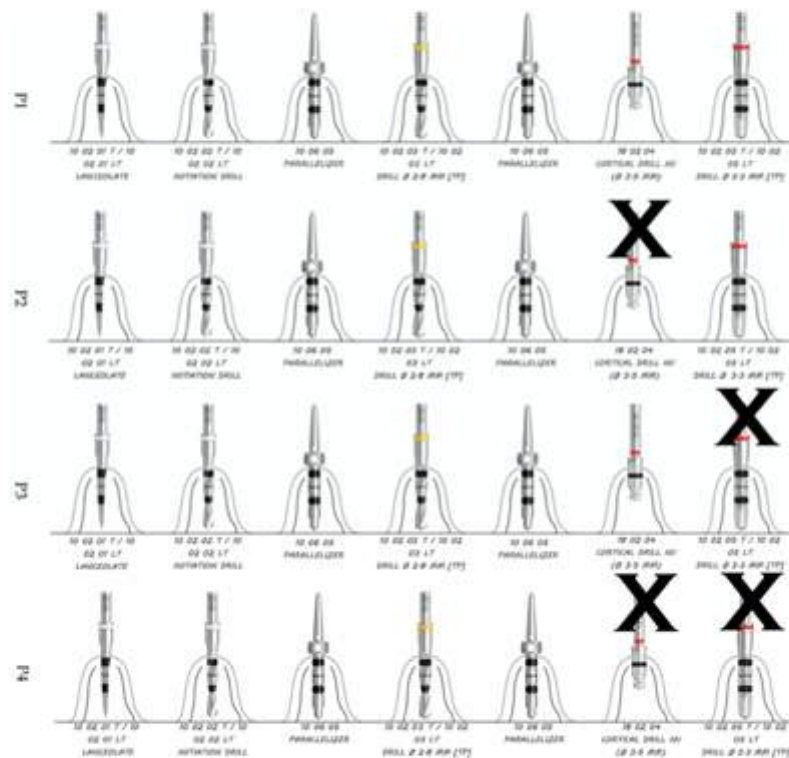


Figure 1. P1, P2, P3 and P4 site preparation sequence for 3.5 mm diameter.

2.3. Study Groups

- **P1**—Recommend by the company—control group.
- **P2**—The same as P1 excluding the cortical drill (ref n° 10 02 04).
- **P3**—Horizontal undersized preparation technique that did not include the last full-length drill (ref n° 10 02 05 T/10 02 05 LT) but included the cortical one.
- **P4**—Horizontal undersized preparation technique like P3 but excluding the cortical drill (ref n° 18 02 04).

The implant sites were prepared in such a way that they should have been 1.0 mm subcrestal once inserted.

The preparation sequence proposed by the manufacturer is (Figure 1, first sequence):

- Lanceolate drill for the first 6 mm of preparation or decortication (ref n° 10 02 01).
- Initiation drill with 2.35 mm diameter (ref n° 10 02 02).
- Initiation drill with 2.80 mm diameter (ref n° 10 02 03).
- Cortical drill with 3.5 mm diameter (ref n° 18 02 04).
- Pilot drill with 3.5 mm diameter (ref n° 10 02 05).

The drilling sequences to be evaluated in the present study are shown in Figures 1 and 2 for the 3.5 mm diameter implants. Preparation for 4.0 mm diameter implants requires the use of a 3.6 mm

diameter pilot drill and a 3.95 mm cortical drill after the use of the 3.3 mm diameter pilot drill; the rest of the sequences are the same as those for implants 3.5 mm in diameter (Figure 3).

Each type of implant bed, depending on each type of preparation, results in a different implant surface in contact with the bone tissue. As observable in Table 1, when there is an undersizing of the implant preparation, the total bone surface of the implant site is decreased, and at the same time, there is an increase in the implant surface in contact with the bone.

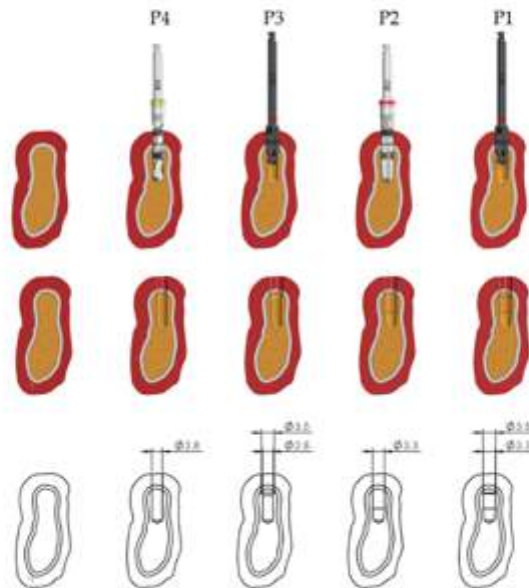


Figure 2. Surface morphology of area of the implant in contact with the bone, and the diameter in each site preparation for 3.5 mm diameter implants.

Table 1. Bone surface, implant surface and % of reduction for implant surface values for 3.5 and 4.0 mm diameter implants in each preparation.

| 3.5 mm Implant | P4 | P3 | P2 | P1 |
|--|-----------|-----------|-----------|-----------|
| Bone surface, mm ² | 90.5 | 95.8 | 101.9 | 103.2 |
| Implant surface, mm ² | 103.4 | 90.1 | 51.7 | 41.0 |
| Increase in implant surface compared to P1 | 252% | 220% | 126% | 100% |
| 4.0 mm Implant | P4 | P3 | P2 | P1 |
| Bone surface, mm ² | 101.9 | 103.2 | 111.2 | 114.6 |
| Implant surface, mm ² | 119.4 | 116.9 | 91.6 | 50.6 |
| Increase in implant surface compared to P1 | 252% | 236% | 181% | 100% |

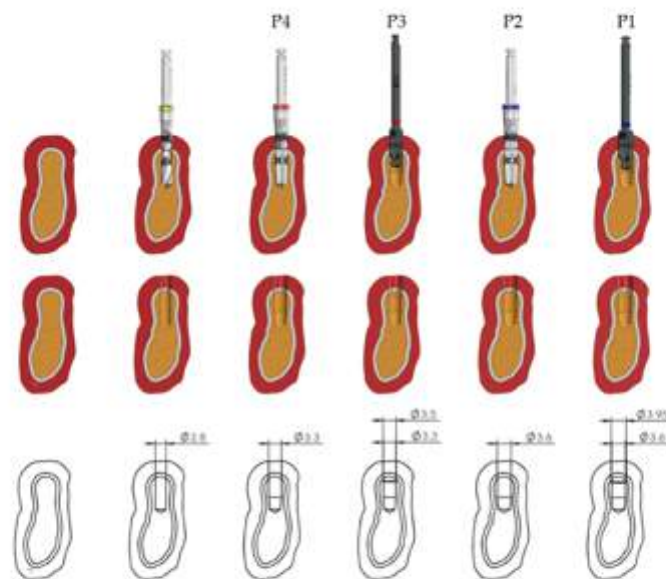


Figure 3. Surface morphology of area of the implant in contact with the bone, and the diameter in each site preparation for 4.0 mm diameter implants.

2.4. Statistical Analysis

The Minitab 16 statistical software was used to determine if there were statistically significant differences for the different variables studied.

When the values exhibited a normal distribution (Shapiro–Wilk test), the statistical analysis was performed using Student’s parametric *t*-test.

When the values did not show a normal distribution, it was performed using the non-parametric Mann–Whitney test.

3. Results

During the implant insertion procedure, all the implants reached their final positions without any particular problems.

Table 2 shows the mean values of the IT and ISQ, standard deviations and *p* values, for both the 3.5 and 4.0 mm implants recorded with the four different site-preparation techniques.

As can be seen in Table 2, for the 3.5 mm diameter implants, the IT values in all cases in which any sequence with underpreparation was performed (P2, P3 and P4) were higher than those for cases in which the standard sequence proposed by the manufacturer was performed (P1).

For implants with a diameter of 4 mm, the IT values were higher in those sequences in which underpreparation was performed without the use of the cortical drill (P2 and P4).

When evaluating the mean RFA (ISQ) values, for both the 3.5 and 4.0 mm diameter VEGA implants, the stability values were higher when underpreparation was performed than when the manufacturer’s proposed sequence was used.

When the RFA measurements were analyzed independently, for the first (RFA ISQ A) and second RFA measurements (RFA ISQ B), higher ISQ values are observed for the implants with diameters of 3.5 mm in the underpreparation sequences that did not use the cortical drill. We found a similar

situation when analyzing the 4 mm diameter implants, although the differences between the different preparation sequences were smaller.

Table 2. Values of the IT and ISQ for the 4 different types of implant preparation technique for 3.5 and 4.0 mm diameter implants. Implant Prep.—implant preparation; IT—insertion torque; RFA—resonance frequency analysis; ISQ A—ISQ first measurement; ISQ B—ISQ second measurement; ISQ X—mean of ISQ A and B; SD—standard deviation.

| Implant Prep. | IT—N/cm | | RFA—ISQ A | | RFA—ISQ B | | RFA—ISQ X | |
|--------------------|---------|------|-----------|------|-----------|-----|-----------|-----|
| | Mean | SD | Mean | SD | Mean | SD | Mean | SD |
| VEGA 3.5 mm | | | | | | | | |
| P1 | 28.7 | 14.9 | 71.4 | 10.0 | 72.4 | 7.9 | 71.9 | 8.9 |
| P2 | 27.7 | 16.7 | 77.2 | 6.1 | 77.6 | 6.7 | 77.4 | 6.3 |
| P3 | 34.7 | 15.4 | 75.0 | 5.7 | 75.5 | 5.2 | 75.2 | 5.3 |
| P4 | 53.8 | 25.5 | 80.8 | 3.7 | 80.8 | 3.4 | 80.8 | 3.4 |
| VEGA 4.0 mm | | | | | | | | |
| P1 | 37.8 | 20.4 | 73.7 | 7.2 | 73.9 | 6.7 | 73.8 | 6.8 |
| P2 | 43.7 | 16.5 | 78.3 | 3.7 | 78.7 | 4.4 | 78.5 | 3.8 |
| P3 | 34.6 | 16.3 | 73.9 | 5.0 | 73.6 | 6.3 | 73.8 | 5.4 |
| P4 | 51.7 | 27.3 | 75.0 | 8.1 | 74.9 | 9.6 | 75.0 | 8.7 |

4. Discussion

The increasing demands, from both patients and clinicians, for more predictable and immediate treatments has led to an evolution in treatments making it possible to achieve better primary stability. One of the easiest and most efficient ways of improving primary stability is the underpreparation of the implant site [31,32]. Although it seems to be a predictable method, it should be taken into account that there is an increased potential for the overcompression of the crestal bone, resulting in necrosis. To prevent this from happening, there should be a correct evaluation by the clinician of the bone density [33,34].

In most of the existing literature, the undersizing has been measured by the percentage of reduction of the pilot drill, so most studies do not include underpreparation by the use of the cortical drill like the present study. In the present research, the percentage of the implant surface in contact with the bone tissue once the implant site was ready was calculated, so when comparing the preparation technique recommend by the manufacturer, P1, to the other three undersized ones, P2, P3 and P4, the implant surface had a 23–145% increase in bone contact. The results show that when the implant site was undersized, there was an increase in the RFA values, so micromovements of the implant were decreased and higher primary implant stability was obtained.

Those RFA values were statistically significantly higher in almost every comparison between two implant site preparations (p value < 0.05) (Table 3). The ISQ and IT values showed a tendency to increase as there was a reduction of the preparation technique, although there were two values that did not correspond with this tendency, which could be because of the variety of densities in the same piece of bovine bone. These values were found in the 3.5 mm diameter P2, with an IT value of 27.7 ± 16.7 , and in the 4.0 mm diameter P3, with an IT value of 34.6 ± 16.3 . Those data are consistent with a previous *in vitro* study by Degidi et al., 2015, which evaluated two different levels of underpreparation (10% and 25%) on fresh humid bovine bone, but instead of varying the set of burs, the authors varied the implant diameter; the results showed that there was an increase in ISQ with both underpreparations when comparing to the standard one (ISQ standard: 69.35 ± 7.35 ; ISQ with 10% reduction: 73.4 ± 2.33 ; ISQ with 25% reduction: 72.3 ± 6.3), although only the 10% reduction underpreparation produced a statistically significantly higher ISQ when compared to the standard one [24].

Alghamdi et al., 2011, in a clinical study, compared implant stability by measuring the IT and ISQ for two types of drilling techniques. They placed 52 implants on 29 patients, always controlling the bone density according to radiographic assessments and clinical evaluations, and they ensured that the implants were always placed on low-density bone (types III and IV, according to the Lekholm and Zarb classification). The conventional drilling technique was finished with a 3.5 mm pilot drill for a 4.1 mm diameter implant, and the undersizing drilling technique was finished with a 2.8 mm pilot drill for the same implant diameter. The undersizing drilling technique produced higher values of both IT (35.19 ± 4.79) and ISQ (68.58 ± 4.81) when compared with the conventional drilling technique's IT (34.62 ± 5.82) and ISQ (66.69 ± 5.41). Although these values were not statistically significant, a tendency of increasing implant stability on low-density bone with this undersizing drilling technique was observed [27]. Results similar to those were found in the present work.

Tabassum et al., 2010, showed higher IT values in situations where underpreparations were performed to prepare the implant site. The study was carried out in epoxy resin models that simulated bone densities of 0.48 g/cm^3 , with different thicknesses of cortical bone. The data were in line with those obtained in the present study, although with differences in the model used for the assessment [35].

Ahn et al., 2012, in an in vitro study, in which solid rigid polyurethane blocks were used as an alternative to bovine low-density bone, they placed 30 implants using three different preparation techniques implants and measured the IT, RFA (ISQ values) and removal torque (RT). The techniques were a standard drilling technique, undersizing preparation and osteotome preparation. They found that the undersized protocol yielded a statistically significantly higher mean IT of $104.57 \pm 18.6 \text{ Ncm}$, when compared to the standard protocol, which yielded a mean IT of $89.45 \pm 10.03 \text{ Ncm}$. Although no increase in ISQ values was found with undersizing, these IT results matched the tendency found in this research: as the undersizing of the implant site increased, there was a tendency towards increased IT values [5].

Bilhan et al., 2010, showed results similar to those found in this study, showing statistically significantly higher IT values with underpreparation, while the FRA values were not statistically significantly different but tended to be higher. The authors concluded that the underpreparation drilling technique enhances the primary implant stability, especially when the implants are inserted in low-density bone types (III and IV) [36].

García-Vives et al., 2009, in bovine ribs, in which they performed underpreparations with the osteotome technique in type IV bone, found RFA stability values in line with the results found in this work. They also showed the importance of the management of cortical bone in order to achieve greater implant stability after insertion [37].

Rodrigo et al., 2009, reported, in his study on bone ribs in bone density II and IV, higher RFA stability values in implants that were placed in sites where the cortical bone had been partially maintained. The protocol suggested for the standard preparation of the bed for the implant was the removal of the cortical burr. They found higher RFA values in all situations in which the most coronal portion of the implant site was underprepared—results in line with those found in our research [38].

In the present study, a propensity for higher ISQ values with both preparations without the cortical drill compared to the ones with it was found, although it must be taken into account that not using the cortical drill might lead to the compression of crestal bone and, consequently, bone loss around the implant. Thus, one option for improving implant stability while avoiding crestal bone loss is using the P3 technique: the underpreparation of the pilot drill while still using the cortical drill.

Despite the differences found in the methods of the clinical and in vitro studies, a strong correlation between the surgical technique and primary stability becomes evident, although there are modifying factors that should be taken into account when choosing a surgical technique, such as the bone density. Regarding the results of this study, the following may be recommended for obtaining better primary implant stability: using the countersink procedure, avoiding the use of a cortical drill that removes the cortical layer in cases of low-density bone, and using an underpreparation technique in the most coronal aspect of the implant site.

5. Conclusions

Within the limitations of an in vitro study, the results showed that undersizing the implant site could be a viable method for improving implant primary stability in low-density bone sites.

Of the three types of undersizing techniques studied, the most effective are those without a cortical drill (P2 and P4), showing that the cortical bone is good for achieving primary stability.

In view of the clinical applications of this research, it can be suggested that during the preparation of the implant site, the IT can be evaluated based on the bone density determined in a simple manner. Depending on the bone density found at the planned location for the implant, a surgical protocol should be chosen to aim for a higher stability of the implant. In the case of low bone density, the underpreparation of the implant site can be considered, especially in the most coronal portion (avoiding a cortical drill). The final stability of the implant can be verified with the RFA system. Additional in vivo studies are warranted.

Author Contributions: Conceptualization, M.H.-C. and B.F.L.; methodology, B.F.L., P.L.-J. and J.V.R.-S.; software, J.G.; validation, M.H.-C., C.F. and B.R.-C.; formal analysis, F.G.; investigation, B.F.L., P.L.-J. and B.R.-C.; data curation, B.F.L.; writing—original draft preparation, B.F.L., M.H.-C. and P.L.-J.; writing—review and editing, C.F. and B.R.-C.; visualization, J.G.; supervision, J.V.R.-S.; project administration, M.H.-C. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

1. Sennerby, L.; Meredith, N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: Biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000* **2008**, *47*, 51–66. [\[CrossRef\]](#)
2. Degidi, M.; Dapri, G.; Piattelli, A. Determination of primary stability: A comparison of the surgeon's perception and objective measurements. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2010**, *25*, 558–561.
3. Adell, R.; Lekholm, U.; Branemark, P.I.; Lindhe, J.; Rockler, B.; Eriksson, B.; Sbordone, L. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. *Swed. Dent. J. Suppl.* **1985**, *28*, 175–181. [\[CrossRef\]](#)
4. Garcia-Moreno, S.; Gonzalez-Serrano, J.; Lopez-Pintor, R.M.; Pardo-Pelaez, B.; Hernandez, G.; Martinez-Gonzalez, J.M. Implant stability using piezoelectric bone surgery compared with conventional drilling: A systematic review and meta-analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* **2018**, *47*, 1453–1464. [\[CrossRef\]](#)
5. Ahn, S.J.; Leesungbok, R.; Lee, S.W.; Heo, Y.K.; Kang, K.L. Differences in implant stability associated with various methods of preparation of the implant bed: An in vitro study. *J. Prosthet. Dent.* **2012**, *107*, 366–372. [\[CrossRef\]](#)
6. Karl, M.; Grobecker-Karl, T. Effect of bone quality, implant design, and surgical technique on primary implant stability. *Quintessence Int.* **2018**, 189–198. [\[CrossRef\]](#)
7. Herrero-Climent, M.; Albertini, M.; Rios-Santos, J.V.; Lazaro-Calvo, P.; Fernandez-Palacin, A.; Bullon, P. Resonance frequency analysis-reliability in third generation instruments: Osstell mentor(R). *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal.* **2012**, *17*, e801–e806. [\[CrossRef\]](#)
8. Herrero-Climent, M.; Falcao, A.; Lopez-Jarana, P.; Diaz-Castro, C.M.; Rios-Carrasco, B.; Rios-Santos, J.V. In vitro comparative analysis of two resonance frequency measurement devices: Osstell implant stability coefficient and Penguin resonance frequency analysis. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2019**, *21*, 1124–1131. [\[CrossRef\]](#)
9. Diaz-Castro, M.C.; Falcao, A.; Lopez-Jarana, P.; Falcao, C.; Rios-Santos, J.V.; Fernandez-Palacin, A.; Herrero-Climent, M. Repeatability of the resonance frequency analysis values in implants with a new technology. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal.* **2019**, *24*, e636–e642. [\[CrossRef\]](#)
10. Jaramillo, R.; Santos, R.; Lazaro, P.; Romero, M.; Rios-Santos, J.V.; Bullon, P.; Fernandez-Palacin, A.; Herrero-Climent, M. Comparative analysis of 2 resonance frequency measurement devices: Osstell Mentor and Osstell ISQ. *Implant Dent.* **2014**, *23*, 351–356. [\[CrossRef\]](#)
11. Norton, M.R. Resonance Frequency Analysis: Agreement and Correlation of Implant Stability Quotients Between Three Commercially Available Instruments. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2018**. [\[CrossRef\]](#)

12. Brizuela-Velasco, A.; Alvarez-Arenal, A.; Gil-Mur, F.J.; Herrero-Climent, M.; Chavarri-Prado, D.; Chento-Valiente, Y.; Dieguez-Pereira, M. Relationship Between Insertion Torque and Resonance Frequency Measurements, Performed by Resonance Frequency Analysis, in Micromobility of Dental Implants: An In Vitro Study. *Implant Dent.* **2015**, *24*, 607–611. [[CrossRef](#)]
13. Meredith, N.; Alleyne, D.; Cawley, P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin. Oral Implant. Res.* **1996**, *7*, 261–267. [[CrossRef](#)]
14. Meredith, N.; Book, K.; Friberg, B.; Jemt, T.; Sennerby, L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin. Oral Implant. Res.* **1997**, *8*, 226–233. [[CrossRef](#)]
15. Turkyilmaz, I.; Sennerby, L.; Yilmaz, B.; Bilecenoglu, B.; Ozbek, E.N. Influence of defect depth on resonance frequency analysis and insertion torque values for implants placed in fresh extraction sockets: A human cadaver study. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2009**, *11*, 52–58. [[CrossRef](#)]
16. da Cunha, H.A.; Francischone, C.E.; Filho, H.N.; de Oliveira, R.C. A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnit single-tooth implants under immediate loading. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2004**, *19*, 578–585. [[PubMed](#)]
17. Davies, J.E. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ.* **2003**, *67*, 932–949. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
18. Ostman, P.O. Immediate/early loading of dental implants. Clinical documentation and presentation of a treatment concept. *Periodontology 2000* **2008**, *47*, 90–112. [[CrossRef](#)]
19. Alsaadi, G.; Quirynen, M.; Michiels, K.; Jacobs, R.; van Steenberghe, D. A biomechanical assessment of the relation between the oral implant stability at insertion and subjective bone quality assessment. *J. Clin. Periodontol.* **2007**, *34*, 359–366. [[CrossRef](#)]
20. Misch, C.E.; Dietsh-Misch, F.; Hoar, J.; Beck, G.; Hazen, R.; Misch, C.M. A bone quality-based implant system: First year of prosthetic loading. *J. Oral Implantol.* **1999**, *25*, 185–197. [[CrossRef](#)]
21. Turkyilmaz, I.; McGlumphy, E.A. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: A retrospective clinical study. *BMC Oral Health* **2008**, *8*, 32. [[CrossRef](#)]
22. Lughmani, W.A.; Farukh, F.; Bouazza-Marouf, K.; Ali, H. Drilling resistance: A method to investigate bone quality. *Acta Bioeng. Biomech.* **2017**, *19*, 55–62.
23. Stavropoulos, A.; Cochran, D.; Obrecht, M.; Pippenger, B.E.; Dard, M. Effect of Osteotomy Preparation on Osseointegration of Immediately Loaded, Tapered Dental Implants. *Adv. Dent. Res.* **2016**, *28*, 34–41. [[CrossRef](#)]
24. Degidi, M.; Dapri, G.; Piattelli, A. Influence of underpreparation on primary stability of implants inserted in poor quality bone sites: An in vitro study. *J. Oral. Maxillofac. Surg.* **2015**, *73*, 1084–1088. [[CrossRef](#)]
25. Nedir, R.; Nurdin, N.; Szmukler-Moncler, S.; Bischof, M. Placement of tapered implants using an osteotome sinus floor elevation technique without bone grafting: 1-year results. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2009**, *24*, 727–733. [[PubMed](#)]
26. Toia, M.; Stocchero, M.; Cecchinato, F.; Corra, E.; Jimbo, R.; Cecchinato, D. Clinical Considerations of Adapted Drilling Protocol by Bone Quality Perception. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2017**, *32*, 1288–1295. [[CrossRef](#)]
27. Alghamdi, H.; Anand, P.S.; Anil, S. Undersized implant site preparation to enhance primary implant stability in poor bone density: A prospective clinical study. *J. Oral Maxillofac. Surg.* **2011**, *69*, e506–e512. [[CrossRef](#)]
28. Pantani, F.; Botticelli, D.; Garcia, I.R., Jr.; Salata, L.A.; Borges, G.J.; Lang, N.P. Influence of lateral pressure to the implant bed on osseointegration: An experimental study in dogs. *Clin. Oral Implant. Res.* **2010**, *21*, 1264–1270. [[CrossRef](#)]
29. Juodzbalys, G.; Kubilius, M. Clinical and radiological classification of the jawbone anatomy in endosseous dental implant treatment. *J. Oral Maxillofac. Res.* **2013**, *4*, e2. [[CrossRef](#)]
30. Herrero-Climent, M.; Santos-García, R.; Jaramillo-Santos, R.; Romero-Ruiz, M.M.; Fernandez-Palacin, A.; Lazaro-Calvo, P.; Bullón, P.; Ríos-Santos, J.V. Assessment of Osstell ISQ's reliability for implant stability measurement: A cross-sectional clinical study. *Med. Oral Patol. Oral. Cir. Bucal.* **2013**, *18*, e877–e882. [[CrossRef](#)]
31. Javed, F.; Ahmed, H.B.; Crespi, R.; Romanos, G.E. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv. Med. Appl. Sci.* **2013**, *5*, 162–167. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

32. Stocchero, M.; Toia, M.; Cecchinato, D.; Beक्टर, J.P.; Coelho, P.G.; Jimbo, R. Biomechanical, Biologic, and Clinical Outcomes of Undersized Implant Surgical Preparation: A Systematic Review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2016**, *31*, 1247–1263. [[CrossRef](#)]
33. Bashutski, J.D.; D’Silva, N.J.; Wang, H.L. Implant compression necrosis: Current understanding and case report. *J. Periodontol.* **2009**, *80*, 700–704. [[CrossRef](#)]
34. Ikar, M.; Grobecker-Karl, T.; Karl, M.; Steiner, C. Mechanical stress during implant surgery and its effects on marginal bone: A literature review. *Quintessence Int.* **2020**, *51*, 142–150. [[CrossRef](#)]
35. Tabassum, A.; Meijer, G.J.; Wolke, J.G.; Jansen, J.A. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: A laboratory study. *Clin. Oral Implant. Res.* **2010**, *21*, 213–220. [[CrossRef](#)]
36. Bilhan, H.; Geckili, O.; Mumcu, E.; Bozdog, E.; Sunbuloglu, E.; Kutay, O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J. Oral Rehabil.* **2010**, *37*, 900–907. [[CrossRef](#)]
37. Garcia-Vives, N.; Andres-Garcia, R.; Rios-Santos, V.; Fernandez-Palacin, A.; Bullon-Fernandez, P.; Herrero-Climent, M.; Herrero-Climent, F. In vitro evaluation of the type of implant bed preparation with osteotomes in bone type IV and its influence on the stability of two implant systems. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal.* **2009**, *14*, e455–e460.
38. Andres-Garcia, R.; Vives, N.G.; Climent, F.H.; Palacin, A.F.; Santos, V.R.; Climent, M.H.; Bullón, P. In vitro evaluation of the influence of the cortical bone on the primary stability of two implant systems. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal.* **2009**, *14*, E93–E97.

Publisher’s Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



© 2020 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).