



UNIVERSIDAD DE SEVILLA

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

DEPARTAMENTO ESTOMATOLOGÍA

TESIS DOCTORAL

***Conexión externa versus conexión
interna en implantología dental.
Un estudio mecánico in vitro***

IGNACIO RAFAEL FERNANDEZ ASIAN

SEVILLA 2021

"Daría todo lo que sé por la mitad de lo que ignoro"

René Descartes

AGRADECIMIENTOS

El presente trabajo está encabezado por un autor, pero eso no significa, ni mucho menos, que sea el único que ha conseguido desarrollar y dar forma a todo el proyecto, ya que, como el lobo solitario no hace nada alejado de la manada, sin las personas necesarias, esta tesis no habría salido adelante.

En primer lugar, agradecer a mi tutor y maestro, el Profesor Daniel Torres Lagares por su dedicación y confianza depositada en mí a lo largo de todos estos años.

A mi codirectora, a mi referente, mi fuente de inspiración, aquella persona que me dió la vida y que día a día me sigue enseñando a vivir tanto en el plano personal como profesional, que no se le puede agradecer a una madre que además de madre, es maestra.

A mi padre, por su ejemplo constante de que no hay que bajar nunca el ritmo y hacer frente a las adversidades.

A mis hermanos, Antonio, Carlos y Beltrán, junto al resto de mi familia, tanto los que se encuentran presente, como aquellos que ya partieron... Por estar ahí, tanto en los buenos, como en los malos momentos, gracias a ellos he podido conseguir sacar siempre lo mejor de mí.

A José Luis Gutiérrez Pérez, director de orquesta de todos los trabajos realizados en el equipo de Cirugía Bucal durante años y por supuesto del aquí presente. Por ser el mejor ejemplo y todo un referente en el campo de la Cirugía Bucal.

A Rafael Flores, María Ángeles Serrera, Alberto Flores, Antonio Batista, Maribel González, Guillermo Machuca, M Carmen Machuca, Aída Gutiérrez, Luis G Oliveros, Ana Fernández, Manuel María Romero, Lola Conde, Jesús Ambrosiani, Jose Ignacio Vilches, a todo el equipo de Cirugía Bucal de la Universidad de Sevilla, del equipo de la UGC de Cirugía Oral y Maxilofacial del Hospital Universitario Virgen del Rocío, y a todo el personal de la Facultad de Odontología de la Universidad de Sevilla; por haber influido positivamente en mi formación como profesional y en mi crecimiento personal.

A Fernando F. Cristian F. Fernando G. y todas aquellas amistades incondicionales que me aportaron la energía necesaria cuando más la necesitaba.

A mi amiga Marta, que, aunque no se encuentre presente en la actualidad, sé que me ha apoyado de manera persistente al igual que hizo en vida.

A Pepe, María Luisa y José, que también han formado parte de este proyecto, apoyándome y haciéndome remar en la dirección adecuada.

En último lugar y no menos importante, a María, mi compañera de viaje, la alegría de mi vida, por aparecer justo en el momento que debías y dar sentido a todo. Gracias por ser comprensiva y apoyarme cuando más lo he necesitado.

Gracias por todo.



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de estomatología

C/ Avicena s/n

Sevilla

Dr. Torres Lagares, Daniel Doctor en Odontología y Catedrático de Cirugía Bucal de la Universidad de Sevilla.

Dra. Asián González, Eugenia. Doctora en Medicina y Cirugía y Profesora Asociada de Cirugía Bucal de la Universidad de Sevilla

CERTIFICAN:

Que el trabajo titulado “CONEXIÓN EXTERNA VERSUS CONEXIÓN INTERNA EN IMPLANTOLOGÍA DENTAL. UN ESTUDIO MECÁNICO IN VITRO.” desarrollado por D Ignacio Rafael Fernández Asián, ha sido realizado bajo nuestra dirección, habiendo revisado el mismo y autorizando su presentación como Tesis Doctoral para ser juzgado por el Tribunal que en su día se designe.

En Sevilla, y para que así conste y a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado a 15 de septiembre de 2021.

Fdo: Dr. Daniel Torres Lagares

Fdo: Dra. Eugenia Asián González

ÍNDICE

1. Introducción	9
1.1. Historia de la Implantología	11
1.2. Requisitos relacionados con el éxito implatológico	25
1.3. Biomecánica	35
1.3.1. Biomecánica ósea	35
1.3.2. Cargas en implantología	43
1.3.3. Fatiga en implantología	57
1.3.4. Complicaciones Biomecánicas	65
1.4. Diseño del implante	75
1.4.1. Evolución de diseño	75
1.4.2. Microestructura	79
1.4.3. Macroestructura	87
1.4.4. Conexión del implante	99
2. Objetivos	107
3. Material y método	111

4. Resultados	143
5. Discusión	155
6. Conclusiones	173
7. Bibliografía	177
8. Anexos	213
8.1. Publicación	215
8.2. Permisos de reproducción de material gráfico	227

INTRODUCCIÓN

1.1. HISTORIA DE LA IMPLANTOLOGÍA

La Implantología es una ciencia que, aunque la propia palabra en sí de sensación dé modernidad y actualidad, se debe de tener en cuenta que, el origen de la misma no es tan reciente como se puede llegar a pensar. Por ello, al igual que múltiples ramas de la Odontología, esta ha ido sufriendo una larga evolución con el paso de los años que han ayudado a que la misma haya sido expuesta a tremendas variaciones hasta llegar al estado actual en el que nos encontramos. Por otro lado, es lógico pensar que el crecimiento es exponencial y no parece remitir en la actualidad en el auge de su unificación con el uso de las diferentes tecnologías.

En este apartado, se pretende describir la evolución que ha tenido lugar a lo largo de los años en los implantes dentales, así como realizar una valoración de la progresión que ha dado paso a lo largo del tiempo de las diferentes técnicas realizadas, en relación con esta rama de conocimiento.

Debido a diversas causas, la pérdida del órgano dentario ha sido una constante común en el ser humano a lo largo de la historia. Es por esto que, en las diferentes civilizaciones existentes a lo largo de los tiempos, han ido existiendo diferentes técnicas y soluciones destinadas a paliar la ausencia de aquellos dientes perdidos. Así, en civilizaciones como la romana, la egipcia y la griega, se pueden encontrar hallazgos de reposición de dientes perdidos mediante la

utilización de hilos y bandas, que usaban para poder fijar dientes de otra especie animal o incluso fabricados artificialmente, a dientes vecinos con el fin de poder reponer las pérdidas sufridas.

Cabe entender, que las diferentes civilizaciones antes mencionadas, buscasen este tipo de soluciones que, aunque puedan parecer primitivas, no se alejan mucho de la visión general que es introducir en un determinado espacio edéntulo, una estructura que ayude a poder contener y sustituir los dientes perdidos. Este tipo de soluciones rehabilitadoras se siguen realizando en la actualidad y, aunque evidentemente han ido sufriendo diferentes modificaciones y alteraciones en su diseño y composición a lo largo de la historia, no abandonan en sí, el principio básico de rehabilitación dentosoportada de manera fija. Y se puede afirmar que, en determinados casos, es una solución de primera elección de tratamiento frente a otras soluciones terapéuticas.

Puede inducir a la lógica en la actualidad, que aquellas sociedades antiguas se les hubiese ocurrido realizar algún tipo de tratamiento que tuviese algún tipo de anclaje óseo como los que podemos encontrar en los tiempos recientes, pero cabe resaltar que entonces no tenían ni los medios ni los conocimientos suficientes para poder realizar este tipo de abordajes.

La idea de realizar una implantación en el tejido óseo para así poder sustituir un diente perdido surge con anterioridad al siglo XX. Esta técnica se ha ido realizando a lo largo de los años, desde sus

inicios, en un marco completamente diferente en su periodo inicial al de los últimos tiempos. Por tanto, si se mira hacia atrás, se puede apreciar la realización de implantaciones sin el uso de fármacos para tratar el dolor o la infección existente, ni anestésicos y por supuesto, ningún tipo de prueba diagnóstica complementaria que aporten documentación y diagnóstico previo que puedan ayudar en la planificación del tratamiento.

En el caso de realizar una recolocación de un diente perdido en el lecho o alveolo correspondiente del mismo, se estaría hablando de una reimplantación. Históricamente, se pueden encontrar registros que datan del siglo X, en el que se describen técnicas de reimplantación dentaria ayudadas de sí una inmovilización a los dientes adyacentes.

Si se avanza hasta el siglo XVII, se puede observar cómo Ambrosie Paré enseñaba a la recolocación de un diente perdido en la arcada. Esta idea, continuó trabajándose por otros autores en años posteriores como Guyon, Bunon, Mouton y Fouchard los cuales defendían la técnica de reimplantación en el propio alveolo en determinadas situaciones clínicas.

Por otro lado, se hablaría de trasplante dentario, en aquellas situaciones clínicas en las que, una la implantación tuviese lugar en un alveolo diferente al de su origen. En otras palabras, a una persona tras sufrir la pérdida de un órgano dentario se le realiza la implantación de otro diente diferente en el lugar donde tuvo lugar la

perdida. Este diente implantado, podría tener una procedencia de origen del propio paciente, animal o incluso de otra persona.

Si se retrocede hasta los siglos XVI, XVII y XVIII, autores como: Ambrosie Paré, Pierre Fauchard y John Hunter respectivamente, trabajaron en la idea antes descrita de los trasplantes dentarios. La idea, como se citó con anterioridad era sencilla: cuando alguien de un estamento social elevado, sufría la pérdida de alguno de sus dientes, se buscaba algún candidato de un estamento social inferior y éste servía como donante obligado. En el caso de otros autores, como es el caso de Duvan, trabajaron en este campo con la particularidad de que antes de realizar el proceso de reimplantación, se extirpaba la pulpa del diente para proceder con posterioridad, a la obturación del conducto con materiales como oro o plomo.

Años más tarde, durante los siglos XIX y XX decaen este tipo de tratamientos, debido al auge de los medios preventivos de medidas de higiene para prevención de enfermedades y evidentemente también por motivos éticos. Ya que, en la sociedad de entonces, se empieza a apreciar la tremenda injusticia que sugiere la realización de una exodoncia dentaria a una persona de poder adquisitivo inferior, a favor de otra de mayor poder económico o estatus social superior.

En relación a los temas tratados, se podría hablar de las implantaciones. Se habla de implantación cuando se coloca algún tipo de material (que no resulta ser un diente) que se fija en el tejido

óseo, con el fin de poder sustituir el diente perdido. Aunque este planteamiento pueda resultar moderno y más reciente en el tiempo, lo paradójico es que resulta ser la técnica con mayor antigüedad.

En investigaciones arqueológicas en la zona de Argelia, en el poblado llamado Faid Souard, tuvo lugar el hallazgo arqueológico de un cráneo de una mujer joven que demuestra el uso de técnicas de implantaciones en la cavidad oral hace miles de años.

Por otro lado, en la Playa de los Muertos (Honduras) se descubrió una mandíbula humana en la que se habían realizado estas técnicas de implantación en la zona de los incisivos inferiores. En este caso, se habían utilizado fragmentos de conchas que fueron colocados en los alveolos tras realizar la exodoncia de los dientes correspondientes. Las investigaciones al respecto demuestran que la intervención citada tuvo lugar con la paciente viva y que este hecho ocurrió en torno al siglo VII. Algunos autores defienden este hallazgo como un caso realizado hace muchos años en el cual tuvo lugar un proceso de osteointegración. Este proceso fue estudiado en su momento a través de diversas radiografías, en el que se pudo apreciar la conformación de tejido óseo sobre el material implantado. Debido a esto, también cabe deducir el planteamiento de que la intervención quirúrgica tuvo lugar mientras la paciente estaba viva como se afirmó con anterioridad.

Si se avanza en el tiempo, se puede apreciar como en los siglos XVI Y XVII, al mismo tiempo que tenían lugar las técnicas de

trasplante dentario citadas con anterioridad, paralelamente se desarrolló una nueva tendencia que, pudiendo parecer más actual, se encuentran registros de esa época. Esta idea consistía en la confección de una estructura de metal (implante) que iba a suponer el hecho de reponer de forma artificial la raíz del diente perdido y que se fijaría en el tejido óseo. Posteriormente se le agregaría a este metal un nuevo diente artificial para conseguir reponer el diente perdido. Se podría afirmar que, desde entonces, siguiendo este planteamiento inicial, se han intentado realizar modificaciones y variaciones para poder conseguir una solución con mayor predictibilidad y estabilidad.

Maggiolo en el año 1809 trabajó en la elaboración del primer implante metálico, compuesto en su composición en oro y en su diseño se podrían encontrar tres componentes que, de forma independiente, se insertaban. Posterior a éste, a finales del siglo XIX, se elaboró un implante compuesto por porcelana recubierto de platino por Hillcher.

En los inicios del siglo XX, Greendfield confecciona una estructura de rejilla con una forma similar a la raíz de un diente. Esta es fabricada en platino y su planteamiento es colocarla de forma endoósea y que, mediante un sistema de fijación, pueda conectar con un diente artificial que va a reponer el diente perdido en la arcada del paciente. Años más tarde, el mismo autor, realiza una evolución en el tratamiento rehabilitador y plantea una serie de pilares. Este relato

histórico puede plantear el hecho que se habla de una realidad reciente, pero lo cierto es que todo esto ocurrió hace más de un siglo. Por otro lado, también se pueden encontrar registros de que el propio autor hace referencia a un periodo de cicatrización ósea alrededor de estos implantes y la importancia de no utilizarlos durante este periodo.

Años después, Lenger-Dorez confecciona un implante dental compuesto de oro platinado con un sistema de conexiones para poder añadir al mismo una rehabilitación protésica. En base a esta línea, a Fhlor en 1931 se le ocurre la fabricación de un implante con unas características bastante parecidas a las actuales en diseño y elaborado en resina. Este implante en forma de tornillo, es modificado por Strok posteriormente, realizándolo en otro material, acero.

En 1938, Marziani aporta una idea completamente diferente a los autores anteriores y diseña unos implantes que no tienen forma de raíz sino una estructura con una serie de oquedades con el planteamiento de que exista una cicatrización ósea interna a las mismas y una mejor retención del implante, por tanto.

En el marco de la segunda guerra mundial (1943), Formiggini elabora un implante dental compuesto por acero torsionado y Schroeder, considerado por muchos como uno de los padres de la Implantología, establece el concepto biológico de la adhesión del hueso al implante llamándolo anquilosis funcional, lo que hoy conocemos como osteointegración.

A mediados del siglo XX, Linckow diseña un tipo de implante autorroscante, con el fin de establecer una estructura intermedia entre el planteamiento de un implante hueco en el que se forma un puente óseo como antes se describió, y uno macizo. Este hecho entra dentro de un contexto, en el cual existía un debate científico sobre qué tipo de diseño era el más adecuado.

Es en esta misma época cuando Branemark realizó uno de los mayores descubrimientos científicos en este campo, y que marcaría los pasos a seguir en investigaciones futuras.

Buscando el conocimiento sobre la vascularización y la cicatrización tras los traumatismos a nivel óseo, el profesor Branemark introdujo unas microcámaras de titanio en hueso de conejos tras realizarle una intervención traumática. El descubrimiento viene cuando, al querer retirar estas microcámaras, una vez transcurrido el tiempo oportuno, descubre que las mismas se habían adherido al hueso de tal manera que incluso éste se había mineralizado sobre la superficie del metal. Es entonces cuando, se empieza hablar de osteointegración y este hecho da pie a multitud de líneas de investigaciones futuras que buscarían la creación de una serie de estructuras que fuesen capaz de reponer aquellos dientes perdidos de una manera predecible y duradera.

De manera paralela, durante la misma década, otros autores como son Linkow y Salagaray realizan diferentes diseños de

implantes que se hacen muy populares entre los profesionales durante las próximas décadas.

Por otro lado, Trobo Hermosa describe la “reimplantación inmediata de raíces aloplásticas metálicas”. Técnica con la cual rellenaba el alveolo dental con amalgama y después agregaba una prótesis.

En las décadas de 1960 y 1970, El profesor Branemark demuestra la existencia de una osteointegración de hueso sobre el titanio basándose en sus trabajos desarrollados en años anteriores.^{1,2} Esta idea no es aceptada por la comunidad científica de manera unánime en principio, aunque como se sabe ya en la actualidad, fue rotundamente corroborada con el paso de los años. Es en estos años cuando otros autores como Perrón escribe su libro titulado: “Conceptos Fundamentales en Endoimplantología” publicado en España y Shanhaus fabrica un tipo de implantes de composición cerámica y características roscantes. Finalmente, en los últimos años de la década de los sesenta se confecciona en titanio un implante laminar.

Una vez entrado los años setenta, Salomó diseña un tipo de esferas con una terminación de vástago cilíndrico para utilizar como implante dental. Unos años más tarde, Kirsch comienza a utilizar el sistema IMZ, el cual consiste en un tipo de implantes que se colocan de forma impactada en el hueso gracias a un martillo y la confección previa de un lecho en el tejido óseo mediante una fresa.

El “Grupo Español de Estudios Implantológicos”, es fundado por Borrel en la década de los ochenta. El mismo autor, publica el segundo libro relacionado con la implantología en castellano.

Es en esta misma década cuando en la Universidad de Berna (Suiza) el profesor Schroeder, director del departamento de Operatoria dental, en colaboración con el instituto privado de investigación Straumann, inician diversas investigaciones para desarrollar los diferentes conocimientos relacionados con el mundo de la implantología, que se encontraba a punto de sufrir un crecimiento científico exponencial.³ A raíz de esta unión, se crea el “Equipo Internacional para la Implantología (ITI). Una de sus principales investigaciones en sus inicios fue, la de desarrollar a través de una serie de técnicas de cortes (hueso e implantes integrados) un estudio exhaustivo sobre la integración de los implantes en el tejido óseo.

Paralelamente, Abrektsson, tras realizar diferentes estudios, establece una serie de parámetros que resalta como claves para poder conseguir la osteointegración de los implantes. Estos son:

- ❖ Biocompatibilidad
- ❖ Diseño del Implante
- ❖ Superficie del Implante
- ❖ Hueso receptor
- ❖ Técnica Quirúrgica
- ❖ Carga de los Implantes

Desde finales del siglo XX hasta nuestros días, la implantología ha sufrido un crecimiento de manera exponencial, acompañado de multitud de investigaciones científicas, con el único fin de avanzar y poder diseñar de manera planificada, la mejor solución terapéutica frente a las diferentes situaciones clínicas que tienen lugar en la práctica clínica diaria.

En la actualidad, la implantología se ha infiltrado tanto en el mundo de la odontoestomatología que ha conseguido convertirse en un recurso terapéutico de elección frente a determinadas situaciones clínicas y además la práctica de colocación de implantes se encuentra como una intervención completamente imprescindible en el día a día de las clínicas dentales.

También añadir que, la implantología no ha evolucionado sola en el campo de la salud y rehabilitación bucodental, sino que ha ido de la mano de otras ramas de conocimiento como son la cirugía bucal, la periodoncia, la prostodoncia...

Es importante resaltar que, en los últimos años ha existido tal proliferación de investigaciones en el campo de la implantología (acompañadas en ciertas ocasiones en otras ramas de la medicina), que han acabado por hacer caer ciertos dogmas y teorías que hace relativamente poco tiempo se pensaban inamovibles. Estos pilares sobre los que se apoyaban multitud de investigaciones, procedimientos y técnicas se ven alterados y modificados

determinando nuevos horizontes que hace relativamente poco tiempo eran impensables.

Como se ha citado anteriormente, uno de los grandes quebraderos de cabeza entre los diferentes autores a lo largo de la historia ha sido el diseño apropiado del implante dental. Evolucionando por todo tipo de formas geométricas posibles y mediante diferentes protocolos quirúrgicos para la inserción de los mismos, parece haberse establecido de manera consensuada una morfología de implante con una estructura similar a la raíz dental e insertada de manera endoósea.

Sin embargo, aunque el diseño de los implantes ha sido modificado a lo largo de los años y este ha sido mejorado en cuanto capacidad de osteointegración, tiempos de cicatrización, características biomecánicas, características protésicas, etc... es cierto que, los implantes actuales no están a salvo de complicaciones.

Uno de los apartados que ha sido foco de atención de una infinidad de estudios ha sido el tipo de conexión protésica del implante dental.

Clásicamente el implante dental actual fue diseñado con una conexión externa. El implante con dicha conexión es portador de un hexágono externo en la zona más coronal del mismo, donde el aditamento protésico posee una estructura que se inserta abrazando dicho hexágono.⁴

Años más tarde, se diseña el implante de conexión interna, en el que la situación es invertida a la del hexágono externo. En este caso el implante posee una invaginación en la zona coronal con forma de hexágono interno en el que se inserta el aditamento protésico. A partir de estos dos modelos han ido diseñándose diferentes subtipos y modificaciones de ambos tipos de conexiones, aunque siempre siguiendo como guía el planteamiento original de un tipo de conexión u otro. Por lo que se puede decir que, las conexiones protésicas de los implantes dentales se pueden dividir en estas dos variaciones.^{5,6}

Como se ha comentado anteriormente, los implantes dentales se diseñaron inicialmente con una conexión hexagonal externa en 1985, pero posteriormente, debido al análisis de una serie de problemas mecánicos, entre otros factores, aparecieron implantes con una conexión hexagonal interna. Aunque paradójicamente, algunos autores han demostrado en diversos estudios que cada tipo de conexión tiene sus ventajas y desventajas sobre la otra.^{4,6}

Algunas de las ventajas de los implantes de conexión externa son que simplifican la fase protésica al exhibir un mejor ajuste pasivo y una mayor versatilidad en el caso de implantes múltiples; sin embargo, presentan una peor distribución de fuerzas bajo ciertos tipos de cargas. Todo lo anterior puede conducir a un peor comportamiento biológico, debido a una peor distribución de fuerzas y una mayor concentración en ciertas áreas, lo que afectaría el metabolismo óseo.^{7,8}

La conexión interna, por otro lado, tiene las cualidades y desventajas opuestas, exhibe una distribución más homogénea de la carga, pero un peor ajuste pasivo frente a las rehabilitaciones múltiples, lo que se convierte en un aumento en la complejidad de la prótesis.^{9,10}

Aunque puede parecer que la cuestión del tipo de conexión del implante se ha resuelto en gran medida a favor de la conexión interna, al menos en términos biológicos, como ya se mencionó, la conexión externa todavía se usa debido a sus diversas ventajas, e incluso estudios recientes respaldan el uso de este tipo de conexión, ya que argumentan que no hay beneficios clínicos de una conexión sobre otra.^{11,12}

Por todo esto, el presente trabajo se realiza con el fin de estudiar de manera *in vitro* las características biomecánicas y el comportamiento de los implantes con ambas conexiones que son sometidas a una serie de pruebas que posteriormente se entraran a detallar.

1.2. REQUISITOS RELACIONADOS CON EL ÉXITO IMPLANTOLÓGICO

En la literatura científica se describen determinadas características que deben existir para poder afirmar que el tratamiento realizado con implantes ha sido exitoso. Estas características evidentemente, al igual que otros parámetros implantológicos han ido evolucionando y sufrido modificaciones a lo largo de la Historia.¹³⁻¹⁶

Clásicamente el éxito implantológico se entendía como aquel en el que se conseguía una osteointegración aceptable entre el hueso y el implante.¹⁷ Evidentemente este concepto ha ido evolucionando y ha sido modificado con el paso de los años.

De hecho, se podría afirmar que, en la actualidad este concepto si no es acompañado de una serie de requisitos que se han ido añadiendo posteriormente, se ha demostrado que podría conllevar el fracaso del tratamiento rehabilitador en un corto-medio plazo, o incluso se podría hablar de fracaso implantológico desde el punto de vista estético si se entra a detallar la posición tridimensional de colocación del implante.^{18,19}

La posición tridimensional del implante, es un factor fundamental en la rehabilitación implantológica.^{20,21} Clásicamente la disposición ósea en el paciente era la que determinaba el eje de

colocación del implante. Esto en la actualidad es un pensamiento controvertido, ya que gracias a las diferentes técnicas de regeneración (con una alta tasa de éxito) y aumento óseo, puede conseguirse colocar el implante en una posición tridimensional más apropiada en cuestión de biomecánica y facilidad a la hora de rehabilitar protésicamente, obteniendo por otro lado, además, unos resultados estéticos más óptimos.²²

Sin embargo, por otro lado, existen determinadas situaciones en las que el factor beneficio-riesgo impera sobre este tipo de tratamientos y es considerado tratamiento de elección el uso de implantes angulados. Estos por otra parte han demostrado también un alto porcentaje de éxito, siempre y cuando se cumplan una serie de características.^{23,24}

Por lo tanto, se podría decir que, en la actualidad, respecto a este campo de actuación existen diferentes protocolos que pueden ayudar a personalizar e individualizar el tratamiento en el paciente según la situación determinada que pueda tener lugar.

Además de la posición tridimensional del implante, otro factor importante a tener en cuenta es la estabilidad del tratamiento, no ya a corto y medio plazo sino en un periodo prolongado en el tiempo. O, dicho de otra manera, el implante no solo tiene que osteointegrarse sino mantenerse en esta situación durante el tiempo y evidentemente carente de cualquier tipo de afectación.²⁵

Por otro lado, se podría hablar no solo de la osteointegración del implante sino también de la estabilidad en el tiempo de los tejidos periimplantarios. Éstas han sido estudiadas de una manera rigurosa a lo largo de los años y seguirá haciéndose en tratamientos futuros.^{26,27}

Debido a una serie de factores sociales, psicológicos y económicos, el paciente en la actualidad no acepta la pérdida de alguno de sus implantes en un periodo de 15-20 años o incluso más tiempo. También añadir que, evidentemente si hablamos del sector anterior el paciente será mucho más exigente y resaltaré la demanda de posible fracaso en caso de haber una pérdida en la estabilidad de los tejidos circundantes al implante y que ello le conlleve un problema estético. Este parámetro resulta difícil de manejar ya que, si en un paciente que posee un periodonto sano se puede observar a lo largo del tiempo procesos de cambios en la morfología gingival debido al envejecimiento fisiológico normal que puede transmitirse a través de recesiones gingivales y pérdida de soporte óseo en las estructuras dentarias, es lógico deducir que los tejidos periimplantarios no serán ajenos a este tipo de fenómenos con el paso de los años.^{28,29}

Se pueden observar cómo existen determinadas situaciones clínicas en las que, recién acabado el tratamiento implantológico el resultado estético y funcional era altamente satisfactorio. Sin embargo, al transcurrir el tiempo y como se ha citado con anterioridad, a pesar de una correcta higiene del paciente, buen diseño protésico y

salud en los tejidos periimplantarios, se puede apreciar una ligera recesión del tejido gingival que puede comprometer la estética teniendo lugar la exposición del pilar protésico.

Es por este tipo de situaciones, por las que en la actualidad se habla de realizar diversos tipos de técnicas que ayuden a mantener la arquitectura gingival, aunque evidentemente este tipo de técnicas están sometidas al mayor de los jueces, que es el factor tiempo.^{30,31} Y es que es el tiempo aquel encargado de transmitir si ese tipo de técnicas serán válidas y estables, por tanto, en los resultados obtenidos en el paciente.

Lo que sí parece aceptado por numerosos estudios es que para conseguir resultados estables a largo plazo el tratamiento debe basarse en dos pilares fundamentales, como son: el espacio biológico y unos adecuados tejidos de soporte como son el tejido óseo que a su vez deberá ir acompañado de unos adecuados niveles de tejidos blandos. En caso de alterarse estos pilares, se podría encontrar una respuesta patológica presente sobre el tratamiento rehabilitador.

En referencia al espacio biológico, se puede decir que este es prácticamente una constante en cuestión de estructura y dimensión en condiciones fisiológicas de salud. Es por ello que, cualquier agresión del mismo ya sea por causas bacterianas o biomecánicas se traducirá en una inflamación que producirá la retracción de los tejidos en sentido apical con el fin de huir de ese daño que se está produciendo.³²

Respecto al segundo factor citado de un adecuado soporte óseo, este principio es admitido como una evidencia en la comunidad científica, pero, otros autores han aportado que no existen pruebas clínicas al respecto. Esto es debido a que en determinadas situaciones clínicas se puede apreciar una salud gingival, funcional y estética, sin embargo, si se realiza una prueba diagnóstica radiológica se puede apreciar que existe una ausencia de soporte óseo.²¹

Además del tejido óseo, es importante considerar la presencia de un adecuado tejido blando. Se ha demostrado en numerosos estudios la importancia de la presencia de encía queratinizada alrededor de los implantes y su emergencia protésica como prevención de enfermedades periimplantarias al ser considerado la ausencia de la misma un factor de riesgo muy importante. De hecho, en la actualidad existen multitud de técnicas contrastadas que están enfocadas a la ganancia de encía queratinizada en la zona deseada. Estas pueden ser acompañadas de técnicas de ganancia de vestíbulo en algunas en determinadas situaciones clínicas.³⁴

Cuando se habla de migración apical de los tejidos esta puede ser considerada fisiológica o patológica como se ha comentado anteriormente. Aunque la diferencia entre ambas pueda parecer claras, la verdad es que, donde acaba una y empieza la otra. Esto ha sido motivo de cambios a lo largo de los años y también de controversia entre diferentes autores.

Clásicamente, con la conexión tipo Branemark de hexágono externo se podía apreciar cómo tras un año de carga de los implantes, se observaba una pérdida ósea marginal de 1-1,5 mm. Este fenómeno se podía apreciar tras realizar la carga protésica de los implantes y no antes de realizarla. Es por esto que a finales del siglo XX una pérdida ósea crestral inicial tras la carga en el primer año seguido de una pérdida vertical menor (0.1 mm aproximadamente) de manera gradual durante los años posteriores se consideraba fisiológica. Debido a este concepto, si al realizar una radiografía de control un implante presentaba una pérdida ósea vertical dejando expuesta una porción del mismo (incluso presentando 2 o 3 espiras fuera del marco óseo) pero el mismo se encontraba osteointegrado y carente de patología, se consideraba exitoso el tratamiento realizado.³⁵

La explicación de porque ocurría este fenómeno era diferente según los autores. Algunos hablaban de una inflamación leve que tenía lugar por la presencia de un gap en la interfase originada entre el implante y el pilar protésico, otros hicieron referencia a que este fenómeno podía tener lugar por la presencia de micromovimientos entre los dos componentes unidos (implante y pilar).^{36,37}

En cualquier caso, sea cualquiera de estas dos teorías o alguna que esté basada en la irritación gingival mediante algún otro factor, se basan en el concepto de la importancia de no invadir el espacio biológico.

Años más tarde, en la primera década del siglo XXI se empieza a observar como este suceso de “perdida ósea fisiológica” parece poder evitarse si se realiza una modificación en la plataforma del implante. El concepto de “Platform-Switching” o “cambio de plataforma” nace en los años 90 y al igual que múltiples casos en medicina, a través de un error o planteamiento original diferente al hecho encontrado, que al final concluye con el descubrimiento de un hallazgo no buscado.

En 1990 la casa comercial 3i sacó al mercado implantológico un implante con un diámetro más ancho del que ya disponía. Este no fue acompañado por sus diferentes aditamentos protésicos que correspondieran a este tipo de implantes, por lo que los clínicos tuvieron que rehabilitarlos con los aditamentos de los implantes más estrechos. Al transcurrir los años, se pudo observar cómo existía una disminución de la llamada osteólisis fisiológica que tenía lugar en el cuello del implante.³⁸

A raíz de este suceso, surgieron diferentes investigaciones, así como teorías de por qué tenía lugar este proceso. Este hallazgo tiene explicación según numerosos estudios por motivos de mantenimiento del espacio biológico, así como, por otro lado, se ha detallado que la modificación de plataforma tiene mejor distribución del estrés biomecánico en el tejido óseo periimplantario.^{39,40}

Sin embargo, los estudios que comparan la pérdida ósea marginal entre los implantes con “Platform-Switching” frente a los

de plataforma regular no son unánimes en la literatura científica frente a la plataforma regular respecto a la pérdida ósea. Y es que, otros autores han reportado otra serie de factores que también parecen jugar un papel clave en el mantenimiento del hueso periimplantario. La importancia del biotipo sobre este fenómeno de osteólisis inicial ha sido documentada por diversos autores. Así pues, en casos en los que se encuentre la presencia de un biotipo fino se ha registrado una mayor pérdida ósea inicial frente a las situaciones en las que se encuentre un biotipo grueso, independientemente de la plataforma del implante.⁴¹

Es por ello que, se puede afirmar que la modificación de la plataforma del implante es un parámetro a tener en cuenta que ayuda frente a la pérdida ósea marginal pero que no es el único factor a tener en cuenta y se deben de considerar otros factores.

Entre otros factores que se han descrito en los últimos años se pueden destacar el diseño del implante; la posición en la que es colocado el mismo (crestal, supracrestal o subcrestal); el grosor de la tabla vestibular a la hora de insertar el implante; o el atornillado y desatornillado sucesivo del componente protésico.⁴²⁻⁴⁴

Estos mismos, unidos a otros diversos parámetros registrados por otros autores, hacen pensar que el éxito implántológico no depende de un solo factor sino más bien tiene un componente multifactorial. E incluso se podría afirmar que, probablemente

existan otros parámetros determinantes que, en la actualidad no se contemplen, y puedan jugar un papel clave en el éxito implantológico.

1.3. BIOMECÁNICA

BIOMECÁNICA ÓSEA

Se entiende por biomecánica, como el área de conocimiento interdisciplinar que analiza las fuerzas de diferente procedencia, que son aplicadas sobre algún tejido de un ser vivo. De esta forma, se estudia las reacciones que estas diversas fuerzas inducen en el organismo que las recibe.

Por tanto, la biomecánica en implantología es aquella rama científica que estudia las diferentes fuerzas sobre los distintos elementos protésicos relacionados con la rehabilitación implantológica, así como su reacción e influencia en los tejidos periimplantarios.

Los avances en los diferentes sistemas de implantes dentales a lo largo de los años, hacen posible alargar la vida de las rehabilitaciones colocadas en los pacientes, tanto desde un punto de vista biológico, como desde un prisma mecánico. Debido al avance sobre los diferentes materiales y diseños, se pueden observar cómo existe un cambio constante a lo largo de las últimas décadas de los implantes, siendo estos por ejemplo más estrechos en la actualidad que sus predecesores, así como han ido sufriendo una transformación en cuanto a la morfología de los mismos como es el caso de las diferentes conexiones, diseños de espiras, etc...⁴⁵⁻⁴⁷

A todo esto, hay que añadir que, como se ha comentado con anterioridad, el sistema de implantes no debe plantearse como una individualidad puramente mecánica, sino más bien como un complejo entre la mecánica y la biología. Esto es debido a que el implante va a ser insertado en un tejido óseo (implante endoóseo) y todas aquellas fuerzas a las que son sometidas las rehabilitaciones van a ser transmitidas al tejido circundante en el que se encuentra. Por lo que, resulta interesante el conocimiento del comportamiento de estos tejidos, cuando son sometidos a situaciones de estrés.

El maxilar y la mandíbula al igual que el resto de huesos del cuerpo humano está compuesto por tejido óseo. Éste, por tanto, es un tejido dinámico que tiene la capacidad de remodelación y adaptación cuando es sometido a diferentes estímulos, tanto externos como internos.^{48,49}

De esta forma, se puede apreciar como la estructura ósea es diferente para el maxilar y la mandíbula, así como para las diferentes zonas dentro de estas estructuras. Esto es debido a que las fuerzas y el estrés a las que son sometidas estas áreas del organismo son diferentes, y por tanto el tejido se organiza en su estructura celular de una forma u otra.

Desde un punto de vista quirúrgico, biomecánico y bilógico resulta interesante analizar el tipo de hueso en el que será colocado el implante. Es por ello que, se han propuesto diferentes clasificaciones, con el fin de simplificar de una manera sencilla la

estructura ósea a nivel macroscópico que se puede encontrar en la cavidad oral (Figura 1 y Tabla 1) .^{50,51}

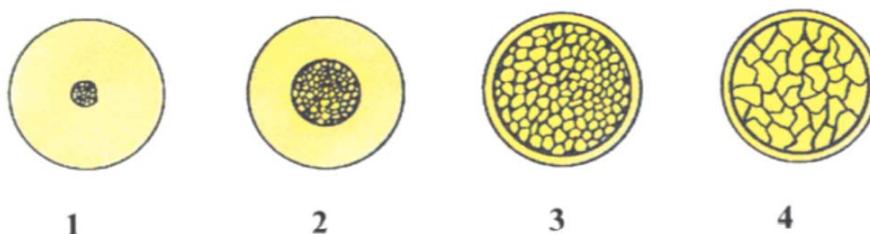


Figura 1. Clasificación de la calidad ósea de Lekholm y Zarb (1985). En esta Clasificación se establecen cuatro tipos de densidades óseas, en la que la densidad 1 presenta mayor porcentaje de hueso cortical y menor de hueso medular frente a la densidad 4 que es completamente lo opuesto. Reproducido con permiso de Elsevier.^{50,67}

Por otro lado, se puede afirmar a través de ciertos estudios que, existe una correlación directa en el comportamiento biomecánico entre la densidad ósea y la reacción del tejido al ser sometido a carga. Dicho de otra manera, al ser sometido a una serie de fuerzas el tejido óseo, puede apreciarse como el hueso de menor densidad sufre mayor contracción que el de mayor densidad. Y es debido a esto que, pueda explicarse el porqué, ante condiciones semejantes, se produzca una mayor remodelación ósea en el hueso más trabeculado y menor en el que presenta un patrón más corticalizado.^{52,53}

DENSIDAD ÓSEA	DESCRIPCIÓN	LOCALIZACIÓN/ZONA ANATÓMICA
D1	Cortical densa	Anterior mandibular
D2	Cortical porosa y trabecular gruesa	Anterior mandibular Posterior mandibular Anterior maxilar
D3	Cortical porosa (fina) y trabecular fina	Anterior maxilar Posterior maxilar Posterior mandibular
D4	Cortical muy delgada y trabecular fina	Maxilar posterior

Tabla 1. Clasificación propuesta por Misch (2008) sobre las diferentes densidades óseas presentes en la cavidad oral y su localización más frecuente dentro de ella. Se puede apreciar cómo se divide en 4 tipos de densidades, siendo la densidad tipo 1 (D1) aquella que presenta una densidad mayor y una cortical más gruesa y D4 la que presenta menor densidad ósea y una cortical más fina.

Traducido del inglés y reproducido con permiso de Elsevier.^{51,67}

Esto trasladado a la cavidad oral y asociado a la implantología puede traducirse en una mayor presencia de reabsorción ósea periimplantaria debido a la carga cuando los implantes son colocados en hueso de menor densidad frente a cuando son colocados en hueso más corticalizados.

Existen diversos estudios que resaltan la pérdida ósea marginal de los implantes colocados en diferentes tipos de hueso con diversas densidades en el que puede apreciarse unos resultados con una correlación estrecha entre la densidad del hueso y la pérdida marginal, observándose mayor pérdida ósea marginal (una vez los implantes eran sometidos a carga) cuanto menor densidad presentaba el tejido óseo (Figura 2).⁵⁴

De otro modo, también podría hablarse de carga progresiva de los implantes. Este tipo de técnica consiste en el concepto fundamental de la adaptabilidad de los tejidos, en este caso del tejido óseo. La carga progresiva tendría la finalidad de promover el tejido óseo periimplantario para su adaptabilidad a la carga que es sometida a través del implante endoóseo. Este tipo de rehabilitación protésica ha sido investigado en múltiples ensayos obteniendo unos resultados altamente satisfactorios sobre la pérdida ósea marginal alrededor de los implantes sometidos a carga.^{55,56}

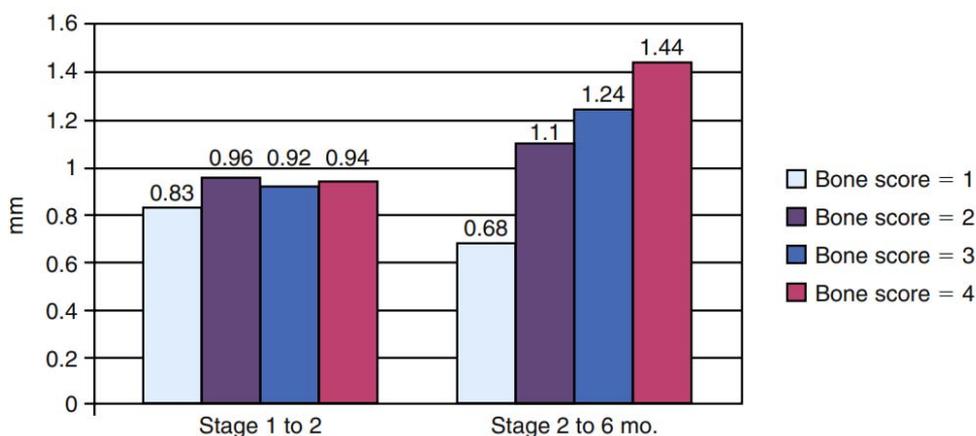


Figura 2: Representación gráfica de la pérdida ósea marginal obtenida en los diferentes grupos de densidades óseas antes de la carga protésica de los implantes y 6 meses después de realizar la misma (siendo 1 el más denso y 4 el menos denso). Reproducido con permiso de Elsevier.^{54,67}

El concepto de carga progresiva, nace de la necesidad de adaptabilidad del tejido óseo, en el que el interés parte de la reorganización celular del mismo en una estructura de mayor densidad en la zona en la que es insertado el implante endoóseo.

En estudios en los que se ha analizado la resistencia biomecánica de diferentes densidades óseas, se han obtenido resultados sobre la mayor resistencia del tejido que presentaba mayor densidad, esta discrepancia resultaba de hasta 10 veces superior frente al que poseía la menor densidad. Por tanto, se obtenía que el hueso más denso presentaba una mayor rigidez y una discrepancia menor en las características biomecánicas entre el tejido de mayor densidad y el titanio cuando eran sometidos a situaciones de estrés.⁵³

Todo esto conlleva que, el tejido óseo circundante al implante debe poseer la mayor densidad posible, y el realizar una carga progresiva, resulta de disponer de un tiempo suficiente para que el tejido pueda reorganizarse y estructurarse de la forma más adecuada para poder resistir la carga de la manera más óptima.

A modo de resumen, se puede resaltar que, el tejido óseo se puede encontrar en la cavidad bucal organizado en diferentes estructuraciones celulares y densidades, pero la adaptabilidad de dicho tejido cobra gran importancia en la implantología desde un punto de vista biomecánico. Esta área de conocimiento ha sido analizada en infinidad de estudios en los que se puede apreciar la adaptabilidad del tejido óseo periimplantario cuando es sometido a carga a través del implante dental.⁵⁷⁻⁶⁰

Sin embargo, se debe de tener presente que la carga no debe de exceder unos límites establecidos ya que un exceso en la carga asociado a otros parámetros, podría producir una reabsorción ósea periimplantaria que conllevara con el tiempo a una pérdida del implante desencadenado por un proceso biológico de remodelación ósea alrededor del mismo.⁶¹⁻⁶³

CARGAS EN IMPLANTOLOGÍA

Cuando un implante dental es rehabilitado protésicamente, éste va a sufrir una serie de fuerzas, que incidirán tanto en él, como en los aditamentos y la restauración protésica. Estas fuerzas varían respecto a cada paciente existiendo: diferentes fuerzas de mordida, presencia o no de parafunción, tipo de musculatura, estructura de la arcada antagonista, así como tipo de prótesis que es confeccionada, según el estado de reabsorción del reborde alveolar y cuál es el diseño más idóneo ante esa determinada situación clínica. Por otro lado, la intensidad y frecuencia a las que son sometidos los implantes a carga dentro de la cavidad oral es muy variable dependiendo de diferentes parámetros como son la edad, sexo, presencia de algún tramo edéntulo, si el implante se encuentra en zona anterior o en zona posterior, etc...^{64,65}

La evolución del diseño de los implantes dentales, los aditamentos protésicos y todo el instrumental específico ha conseguido un gran avance en la resistencia biomecánica de este complejo rehabilitador implante-protesis.⁶⁶

Desde el momento en el que el implante es insertado en alguno de los maxilares, tanto si se realiza en dos fases quirúrgicas como si es en una fase quirúrgica (quedaría el implante expuesto al medio oral), este es sometido a una serie de fuerzas como son: la flexión que sufren los maxilares, el contacto con la musculatura

perioral, el contacto con el tornillo de cicatrización... Por otro lado, cuando este es rehabilitado y comienza a ser utilizado para la función con la que se colocó en origen, el implante dental es sometido a una serie de fuerzas de oclusión que, dependiendo del paciente, poseerán una magnitud, frecuencia e intensidad diferentes.⁶⁷

Estas fuerzas periorales junto con las cargas oclusales, pueden poseer diferente intensidad y ser completamente diferentes en magnitud entre un paciente determinado y otro con una situación clínica muy similar. Esto es debido a que, factores como los hábitos parafuncionales, los desajustes en el acople del aditamento protésico, sumado a también otras numerosas variables, hacen que una rehabilitación implantológica no sea sometida nunca a las mismas fuerzas que otra en condiciones “similares”.⁶⁷

Es cierto que, desde un punto de vista teórico de la biomecánica, estas fuerzas pueden describirse en parámetros de intensidad, dirección vectorial, tipo, etc... Pero se debe de tener en cuenta que, cada caso deberá estudiarse y ser analizado biomecánicamente de manera individual y ser considerado junto con todos los parámetros antes descritos que hacen que el mismo sea único.

La principal carga a la que es sometida la rehabilitación implantoprotésica se puede decir que, es aquella producida por la oclusión del paciente. La ubicación de los contactos oclusales de la rehabilitación protésica, así como su relación con el eje del implante

que va a ser sometido a carga, va a ser un factor fundamental en el pronóstico futuro del complejo implante-prótesis. De este modo, factores protésicos como la forma, dimensión o la distribución e intensidad de los contactos oclusales tienen un valor referente a la hora de tener en cuenta la distribución de fuerzas que inciden y se distribuyen afectando al componente implantológico.⁶⁷

Desde un punto de vista de la oclusión, existen tres tipos de fuerzas predominantes que inciden en el complejo implante-prótesis. En primer lugar, se hablaría de fuerzas en sentido vertical cuando estas sigan un eje corono-apical. Por otro lado, se encontrarían aquellas fuerzas que inciden en un eje en sentido horizontal cuando el eje de las mismas sea en sentido vestibulo-lingual y/o mesial-distal (Figura 3).

Realmente, el eje de fuerzas que incide sobre la prótesis y por tanto sobre el implante, no suele encontrarse en un solo eje puro, sino más bien en una combinación de ambos. Por todo esto, también cabe decir que, cuando el implante es sometido a una carga mecánica derivada de la oclusión del paciente, esta carga no resultará igual de perjudicial si existe un mayor componente de carga en sentido vertical que si hay una gran predominancia de carga en sentido horizontal, que resulta de un mayor sufrimiento del complejo rehabilitador.

Es por ello que, los implantes deberán ser insertados en la fase quirúrgica en la posición en la que, cuando estos sean rehabilitados

protésicamente, vayan a soportar en gran medida la carga oclusal en la dirección del eje longitudinal del mismo. Esto conllevará a un menor estrés de los mismos desde el punto de vista de la biomecánica. Cuando los implantes son insertados en un eje diferente al que presuntamente va a predominar en la carga oclusal, recibirán un mayor componente de fuerzas horizontales o transversales, lo que conducirá evidentemente a un mayor sufrimiento de la rehabilitación implanto-protésica.⁶⁷

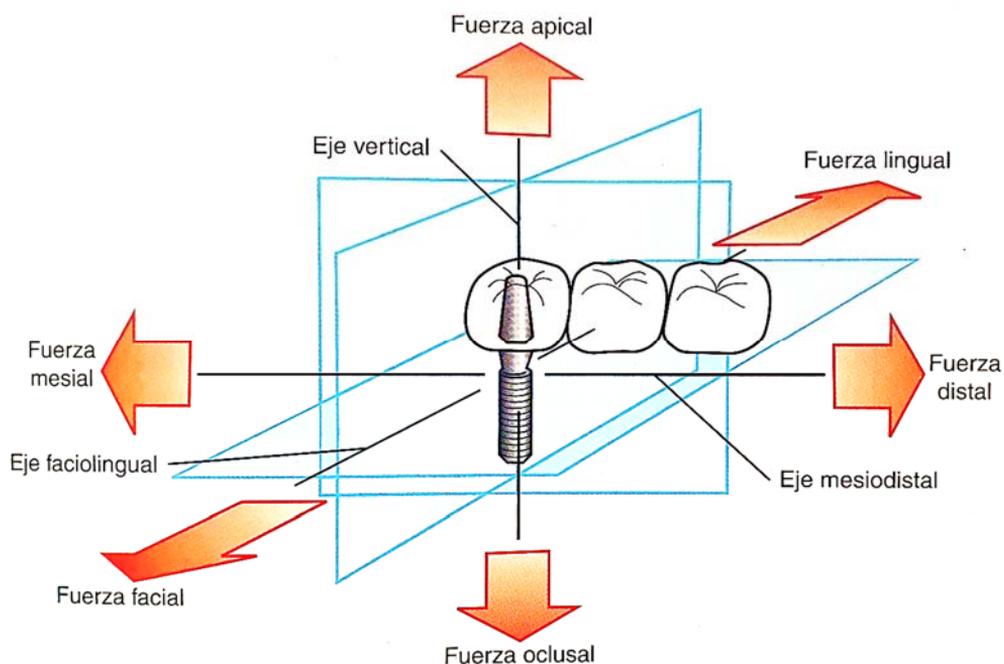


Figura 3: Representación gráfica de los tres ejes de fuerzas (vertical, vestibulo-lingual y mesio-distal) así como su resultante tridimensional de la combinación de varios ejes. Traducido del inglés y reproducido con permiso de Elsevier.⁶⁷

En otro sentido, cuando se hace referencia a los tipos de fuerzas que afecten al complejo implante-aditamento-corona se pueden encontrar diferentes tipos. Por un lado, se encontraría las fuerzas de compresión, éstas no son tan perjudiciales para la rehabilitación a diferencia de otro tipo de fuerzas como son las de tracción y cizalla.

Las fuerzas de compresión son aquellas que siguen vectores completamente opuestos que convergen en un mismo punto, y por lo tanto tienen una tendencia a unir dos cuerpos entre sí. Por otro lado, se podría decir que las fuerzas de tracción son lo completamente opuesto a las fuerzas de compresión, ya que tienen como finalidad la separación de dos cuerpos con vectores de fuerza en sentidos antagonistas. En tercer lugar, se encontraría las fuerzas de cizallamiento o de corte, que tienen como finalidad el deslizamiento de un cuerpo sobre otro. Por otro lado, se debe de tener en cuenta también, otro tipo de fuerzas que también influyen en la rehabilitación implantológica como son las fuerzas de torsión o de flexión. (Figura 4)

Como se comentó con anterioridad las fuerzas más perjudiciales para las rehabilitaciones implantológicas son las de tracción y cizalla, siendo estas últimas las que más comprometen el sistema implantológico y las que son más destructivas a la hora de incidir sobre los implantes dentales.

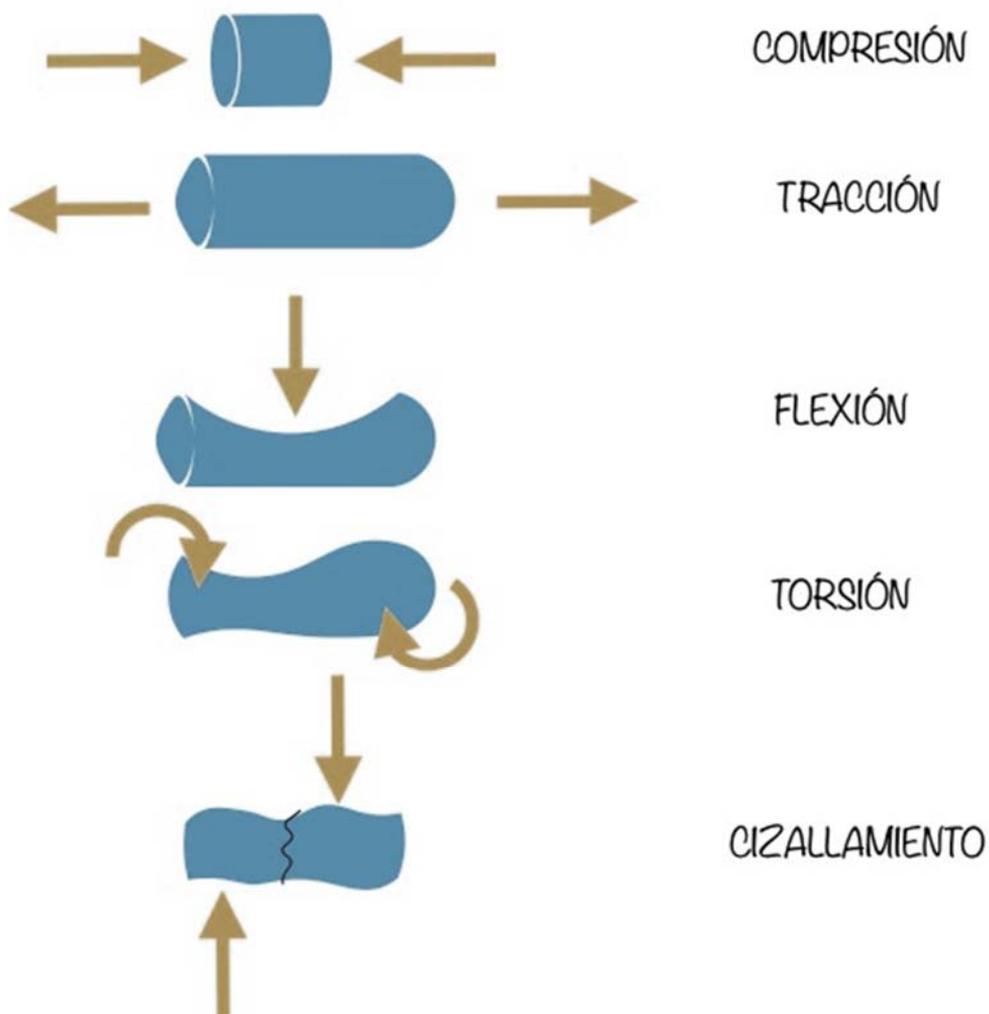


Figura 4: Representación gráfica de los diferentes tipos de fuerzas compresión, tracción, flexión, torsión y cizallamiento que inciden sobre el complejo implante-corona en la cavidad bucal.

En el momento en el que la carga oclusal incide sobre el implante dental, esta se transforma en estos diferentes tipos de fuerzas, que a su vez inciden sobre el tejido óseo, el implante, el pilar protésico y el tornillo de unión. Según el eje de la fuerza de oclusión existirá, por ejemplo, un mayor componente de fuerzas de compresión o de tracción y cizalla.

Mientras que las cargas axiales son las más beneficiosas para la rehabilitación implantológica, se puede decir que, las cargas oblicuas son las que mayor componente de fuerzas tracción y corte inciden sobre el complejo implante-pilar y por tanto conllevan a un mayor sufrimiento del mismo.

Cabe decir que, como se comentó con anterioridad, mientras mayor sea el ángulo de la carga oblicua, existirá un mayor componente de fuerza de cizalla, y por tanto una mayor tensión sobre la rehabilitación, que podrá traducirse en la falla del implante.

Por otro lado, los tres tipos de fuerza principales (compresión, tracción y cizalla) junto con el resto de fuerzas, son generadas en la interfase entre el implante y el tejido óseo. Esta transformación que tiene lugar de los diversos tipos de fuerzas cuando el implante es sometido a una carga oclusal va a depender directamente del diseño geométrico del implante. De esta manera la geometría del implante, así como el contacto implante hueso será un factor fundamental para lograr la disipación de las fuerzas de tracción y cizalla en mayor

medida, y que resultan más perjudiciales para la restauración implantológica.

Además, si la carga que incide sobre dicha restauración no se encuentra en el centro del eje del implante sino alejada del mismo (tanto si hablamos de una restauración unitaria o múltiple) genera un momento de carga de flexión (momento flector). Entendiendo como momento a aquella fuerza que es la resultante del producto vectorial (vector de giro) de la fuerza aplicada en el punto que incide por la distancia del mismo hacia el centro de resistencia (el implante) (Figura 5).

Evidentemente, cuanto mayor sea el momento flector mayor será el estrés que deberá soportar el complejo implantoprótesis y mayor magnitud poseerán las fuerzas de tracción y cizalla resultantes, lo que se traducirá en una elevación de probabilidad de falla de la rehabilitación.

Visto desde otro prisma, cuando una fuerza incide sobre un complejo implante-prótesis esta es distribuida a lo largo del cuerpo del mismo, a este efecto mecánico se le conoce como esfuerzo. Esto es importante a tener en cuenta ya que conocer el esfuerzo al que será sometido la rehabilitación implantológica, así como disminuir al máximo posible este efecto jugará un papel clave en la longevidad del tratamiento.

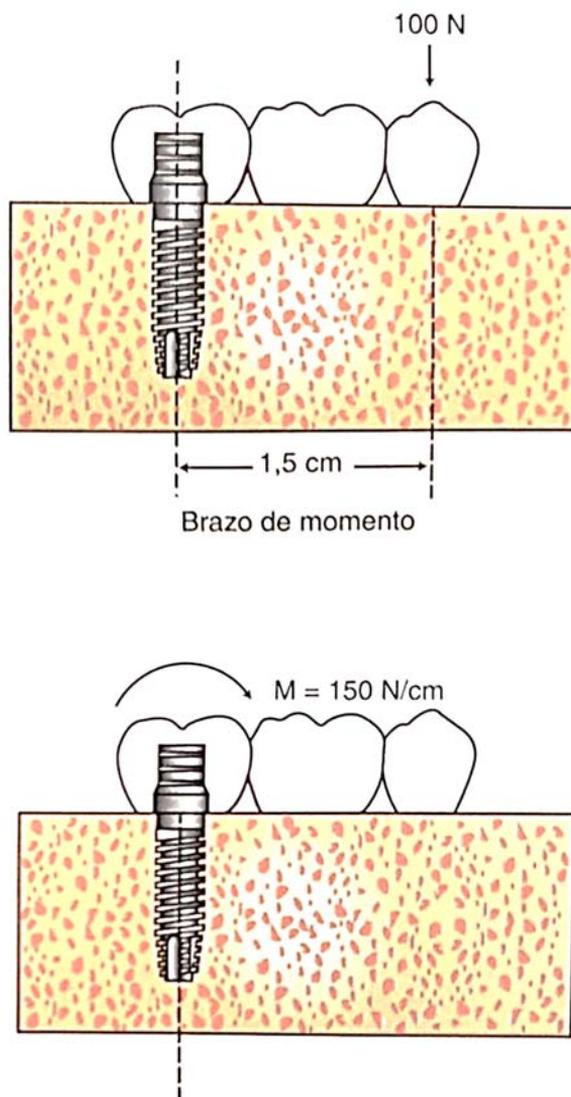


Figura 5: Representación gráfica del momento flector resultante de una fuerza que incide en un cantiléver de una rehabilitación implantoprótesis. Traducido del inglés y reproducido con permiso de Elsevier.⁶⁷

Existen diferentes tipos de esfuerzos según el vector de fuerza predominante que actúa sobre el implante y que induce un tipo de deformación del material (implante en este caso) sobre el que actúa. De este modo se podría hablar de, esfuerzo de tracción (cuando el material es estirado), esfuerzo de corte o cizalla (cuando el material es sometido a fuerzas transversales opuestas) esfuerzo de compresión (cuando el material es comprimido o achatado).

Dicho de otro modo, la envergadura con la que se producirá un esfuerzo sobre una rehabilitación implantológica vendrá determinada, por un lado, por las fuerzas externas que inciden sobre la misma (fuerzas de oclusión principalmente) y, por otro lado, será determinada según el tipo de rehabilitación (tipo, morfología y cantidad de implantes, diseño protésico, etc...).

En este sentido, cabe también mencionar que, cuando una fuerza incide sobre un cuerpo este es deformado en cierta medida (elasticidad de un cuerpo). Aunque esta deformación sea reversible, si la fuerza que incide sobre el cuerpo posee cierta magnitud puede producir una deformación irreversible (plasticidad) que si aumenta en mayor medida producirá irremediablemente la fractura del mismo (Figura 6).

Por otro lado, cuando un cuerpo es sometido a una serie de fuerzas que lo deforman existe un efecto de tracción que ejerce dicho cuerpo para recuperar su forma original. A este efecto o fuerza que

se distribuye a lo largo de todo el cuerpo se le denomina tensión mecánica.

En el campo de la implantología, la magnitud e intensidad de las fuerzas de tensión que son producidas en las rehabilitaciones con implantes vienen determinadas por dos variables fundamentalmente. En primer lugar, se encontraría la magnitud de la fuerza que incide sobre el complejo implantoprotésico, y en segundo lugar se encontraría la envergadura o cantidad de superficie que posee el cuerpo en el plano transversal, a través del cual va a ser distribuida y disipada la carga ejercida.

Dicho de otro modo, el profesional que se va a encargar de rehabilitar los dientes ausentes en la cavidad oral del paciente, tendrá como misión, además de una colocación tridimensional adecuada del implante para que, sobre estos, sean ejercidas las fuerzas oclusales en mayor medida de manera axial como se comentó con anterioridad; este deberá encargarse de la rehabilitación implantológica sea sometida a la menor tensión posible. Este efecto puede conseguirse de múltiples formas como son, aumentando el número de implantes, aumentando el diámetro de los implantes, escogiendo un tipo de implante con una geometría diseñada específicamente para la disminución de este efecto, etc...

Desde un punto de vista clínico, se puede decir que, el implante se encuentra integrado dentro del tejido óseo y que, como se comentó con anterioridad, las fuerzas que inciden sobre el

implante son transmitidas al tejido circundante. Por tanto, es importante tener en cuenta que los módulos de elasticidad de ambos sean semejantes al ser sometidos a ciertas fuerzas y no crear discrepancias en cuanto a la deformación producida.

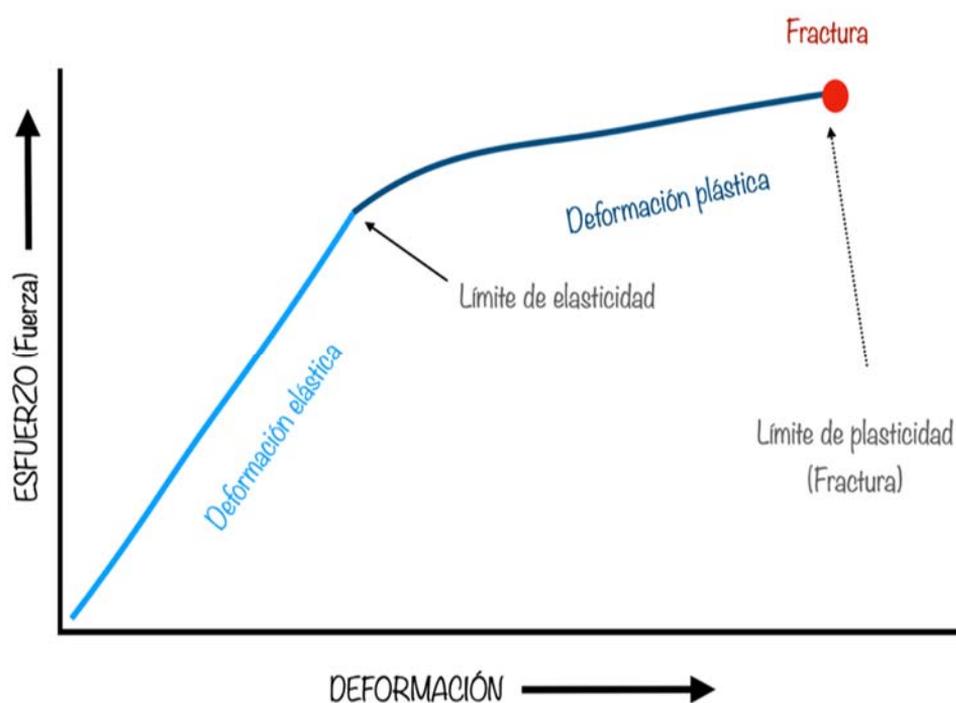


Figura 6: Representación gráfica de la curva de tensión-deformación de un cuerpo determinado cuando es sometido a carga. Puede apreciarse el cambio de fases entre el módulo elástico (azul claro) y el módulo plástico (azul oscuro). Pueden observarse también la existencia de dos límites en los módulos a partir de los cuales el proceso es irreversible que son el límite de elasticidad primero y el límite de plasticidad (fractura).

De este modo, hay que tener en cuenta que, estas fuerzas de tensión-deformación que sufren los implantes dentales cuando son sometidos a carga, se encuentran en un entorno biológico (tejidos periimplantarios) que cuando reciben la transmisión de dichas fuerzas pueden influir en el éxito del tratamiento, ya que este estímulo, puede desencadenar un proceso de remodelación ósea y con ello conlleve a la falla del tratamiento implantológico.

Es importante tener en cuenta la diferencia entre un implante dental y un diente natural. Cuando un implante ocluye se genera una carga de impacto que producirá una deformación elástica a lo largo de la rehabilitación implantológica hasta llegar al hueso circundante. A medida que aumente esta fuerza de oclusión existirá un mayor riesgo de producir una deformación plástica y llevar a la fractura del material. A diferencia del diente natural, el sistema implante osteointegrado-prótesis es rígido ya que no posee ligamento periodontal que amortigüe las fuerzas recibidas por impacto cuando estos ocluyen.⁶⁷

FATIGA EN IMPLANTOLOGÍA

La posibilidad de que tenga lugar una falla en el complejo implante-prótesis desde un punto de vista biomecánico depende fundamentalmente del tipo de carga que actúa sobre dicho sistema. La magnitud, intensidad, dirección o durabilidad de esta carga va a influir de manera considerable en el éxito del tratamiento implantológico tanto a corto como a medio y largo plazo.

Como se ha comentado en el apartado anterior, cuando una fuerza incide en un punto que se encuentra alejado del centro de resistencia se crea un momento de flexión o momento flector alrededor de ese punto. Este momento equivale al producto de la magnitud de la fuerza por la distancia del punto en el que incide la misma hacia el centro de resistencia (brazo de momento). Esto hay que tenerlo en cuenta a la hora de rehabilitar protésicamente a un paciente que es portador de implantes dentales. Y es que, estos denominados momentos flectores generan fuerzas perjudiciales sobre el implante y la restauración protésica. Es por ello que, el uso, por ejemplo, de cantiléver excesivos o de cargas descentradas del centro de resistencia en una rehabilitación protésicas deben tratarse con una minuciosa cautela ya que conllevaran a la generación de un momento flector altamente perjudicial para el complejo implantoprotésico.

Cuando el profesional debe diseñar la prótesis que va a rehabilitar al paciente portador de implantes deberá tener presente

tres brazos de momentos que cobran gran importancia a la hora de generar las fuerzas perjudiciales anteriormente descritas. Estos son, en primer lugar, la altura apico-coronal de la restauración protésica o cantiléver en sentido vertical, en segundo lugar, se debe tener presente la longitud del voladizo en sentido mesio-distal y en tercer lugar la distancia oclusal en sentido vestíbulo-lingual/palatino. Dicho de otra forma, se deberá tener en cuenta la distancia que existe desde el centro de resistencia (conexión del implante) hacia el punto más distal de la restauración en los tres planos del espacio (Figura 7).

Ante estas situaciones clínicas antes mencionadas, cuando un paciente va a ser rehabilitado mediante implantes dentales, estos deben de haber sido comprobados y analizados en estudios controlados que garanticen la durabilidad de los mismos cuando son sometidos a este tipo de circunstancias. De esta manera, es importante comprobar las fuerzas máximas que es capaz de resistir el implante que es colocado en el paciente y que estas sean evidentemente menores a las generadas por la cavidad bucal en el paciente. A este efecto se le conoce como criterio de Von Misses.⁶⁸

Este criterio es utilizado frecuentemente en implantología para calcular la resistencia de los materiales que, sumado a la incidencia de determinadas fuerzas en las zonas más críticas, ayudaran simular las situaciones clínicas que puedan tener lugar en la cavidad oral del paciente y, por tanto, si son superadas con éxito, aumentar la longevidad de la rehabilitación.⁶⁹

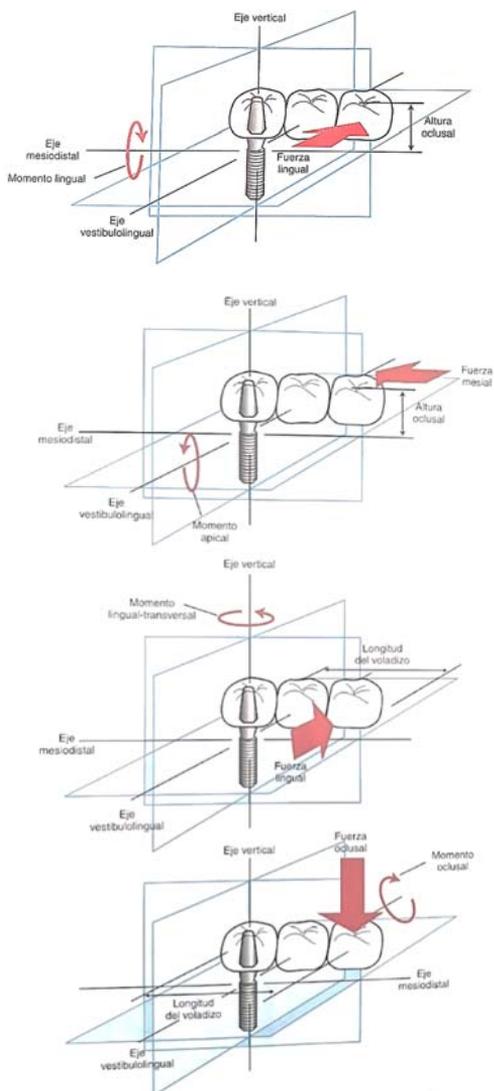


Figura 7: Representación gráfica de diversos momentos flectores que pueden resultar ante diferentes tipos de fuerzas que incidan sobre una rehabilitación implantológica. Traducido del inglés y reproducido con permiso de Elsevier.⁶⁷

Por otro lado, se podría afirmar que, cuando se producen diversas fuerzas sobre un cuerpo en repetidas ocasiones, aunque estas sean de menor magnitud que la fuerza máxima requerida para la deformación plástica de un material, se puede producir el llamado efecto de fractura por fatiga.⁶⁸

Es por ello que, en implantología se realizan estudios in vitro que produzcan una serie de cargas en repetidas ocasiones (ciclos) y que ayuden a calcular la resistencia de la muestra estudiada, para conocer la viabilidad de poder ser utilizado como elemento rehabilitador si en este no llega a producirse la falla del mismo por la fatiga ocasionada.

Se debe de tener en cuenta que, la resistencia de un material a la deformación o fractura por fatiga va a depender de cuatro factores fundamentalmente, estos son: en primer lugar, el biomaterial del que está compuesto el mismo (ejemplo Titanio grado IV, Titanio Grado V, circonita, etc...); en segundo lugar, cobrará gran importancia la geometría del implante y en tercer y cuarto lugar se encontraría la magnitud de las cargas oclusales y la intensidad con la que se reciben las mismas (número de ciclos a los que es sometido el/los implantes).⁷⁰

Como se ha comentado en el apartado anterior, cuando un implante recibe una determinada carga, este es sometido a una tensión determinada que es generada por la misma. Si un implante es sujeto de una tensión muy elevada, surgirá como consecuencia la

falla del sistema implantológico ya que este no podrá aguantar muchos ciclos a esa intensidad tan alta. Sin embargo, si la tensión disminuye el sistema implantológico podrá resistir un mayor número de ciclos antes de fracturarse o deformarse, encontrándose en este fenómeno una determinada tensión a partir de la cual la rehabilitación implantológica podrá resistir un número indeterminado de ciclos sin llegar a sufrir ninguna consecuencia física. Esto es lo que se conoce como límite de resistencia a la fatiga (Figura 8), en la que cada material va a poseer un límite u otro dependiendo de las características físico-químicas del mismo.

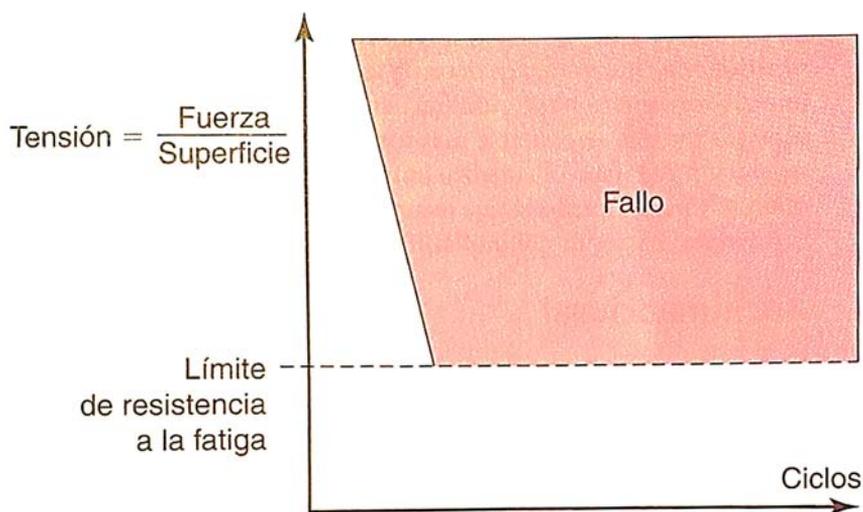


Figura 8: Representación de límite por resistencia de un determinado biomaterial cuando es sometido a una determinada tensión a una determinada intensidad. Se puede apreciar el límite de resistencia a la fatiga, a través de la cual, el biomaterial puede recibir un número indeterminado de ciclos. Traducido del inglés y reproducido con permiso de Elsevier.⁶⁷

La geometría del implante también es un factor fundamental como ya se ha comentado, en la resistencia a la falla por fatiga. Una geometría adecuada disipará la tensión soportada por el complejo implante-prótesis cuando sea sometido a cierta carga, de tal manera que no sea concentrada en una zona concreta y conlleve a la deformación o fractura del mismo.

También se ha de tener en cuenta que, un implante dental no suele presentar fallas por fatiga con las cargas axiales, ya que la resistencia del mismo es muy elevada ante este tipo de fuerzas. Pero en el caso de las cargas oblicuas o aquellas que generan momentos flectores produciendo fuerzas de torsión y cizalla son las que comprometen la rehabilitación, y es ahí donde una geometría adecuada en la zona crítica del implante juega un papel fundamental.

Es por ello que, cuando un sistema de implantes es analizado, este debe ponerse a prueba en unas condiciones adversas que, comprometan la viabilidad del mismo, y si estas son superadas, se podría decir que, se prevé una longevidad elevada del mismo cuando sea utilizado con fines terapéuticos desde el punto de vista de la biomecánica.

Para el desarrollo de estos ensayos, en implantología se utiliza el estándar internacional UNE-EN ISO 14801.⁷¹ El cual está compuesto de una serie de características que, sirven para poder comprobar la resistencia a la fatiga, así como analizar la influencia de los diferentes diseños en los diversos sistemas de implantes.

Este estándar internacional, tiene como finalidad la simulación in vitro de situaciones extremas que puedan tener lugar en la cavidad oral. Es por ello que dentro de este estándar se establecen dos tipos de protocolos, uno de ellos sería el de someter el complejo constituido por el implante endoóseo y el pilar protésico unidos por el tornillo de unión a cargas menores o iguales de 15 Hz de frecuencia durante un mínimo de 5.000.000 ciclos.

Por otro lado, se encontraría también aceptada la situación en la que el complejo implante-pilar recibiesen una carga con una frecuencia menor o igual a 2 Hz durante 2.000.000 de ciclos. Estas cargas tendrán lugar de una manera cíclica que poseerá una amplitud de onda continua.

Se entiende como límite de resistencia a aquella cantidad de carga con la cual un material, en este caso un implante endoóseo con un pilar protésico, es capaz de recibir un número indeterminado de ciclos sin sufrir una fractura en alguno de sus componentes.

Esto es debido a que como es lógico, mientras menor es la intensidad de fuerza de la carga el material será capaz de soportar un mayor número de impactos, desarrollando una curva de resistencia y presentando un comportamiento asintótico a través del cual, a partir de una determinada magnitud de la fuerza el complejo implante-pilar puede recibir un número indeterminado de ciclos.

La zona crítica de fractura en el complejo implante-pilar se encuentra en la parte más coronal del implante y esto es debido a que es en esta zona donde se concentran la mayor parte de las fuerzas que son aplicadas al complejo implantológico.⁷²

Por tanto, podría decirse que, la zona más perjudicada es la porción coronal del implante y por tanto esto va a depender del tipo de conexión, así como la zona inferior a la cabeza del tornillo de unión. Dicho de otro modo, la geometría del implante, el material en el que este confeccionado éste, así como la geometría y material de sus aditamentos jugará un papel clave en la resistencia de fractura por fatiga.

COMPLICACIONES BIOMECÁNICAS

La obtención de una falla en una rehabilitación implantológica se puede decir que puede resumirse en dos factores fundamentalmente, estos son por un lado la existencia de una complicación o una causa biológica, y desde otro prisma se encontrarían los factores que dependen de la biomecánica.⁶⁷

La osteointegración del implante tras la fase quirúrgica así como el desarrollo del espacio biológico perimplantario y la relación interfásica entre el hueso crestal y la conexión del implante, son ejemplos de factores que influyen en el campo de la biología. Como se ha comentado en apartados anteriores, el mantenimiento de la rehabilitación mediante implantes dentales es directamente dependiente de estos determinados factores ya que como es obvio, el tratamiento se realiza sobre un organismo vivo y, por tanto, hay que cumplir una serie de parámetros biológicos que no puedan desencadenar una respuesta que perjudique la rehabilitación implantológica y que ello conlleve a la falla de la rehabilitación.^{41,73}

Por otro lado, se encontrarían aquellas complicaciones que son derivadas de consecuencias biomecánicas. A diferencia de cuando se trata de una rehabilitación dentosoportada, en la que los factores biológicos obtienen un mayor peso en las complicaciones resultantes (caries, enfermedad periodontal, patología quística, etc...), en el campo de la implantología, la biomecánica ocupa un

espacio relevante como causante de fallas de las rehabilitaciones implantológicas.⁷⁴⁻⁷⁶

Por consiguiente, según estudios que analizan las complicaciones resultantes en las rehabilitaciones mediante implantes dentales, se obtienen resultados mayoritarios en referencia a las complicaciones derivadas de factores biomecánicos frente a factores biológicos.⁷⁶⁻⁷⁸

No obstante, se debe de tener en cuenta que las complicaciones en implantología no tienen porque responder a un patrón dicotómico, sino que pueden resultar estos dos tipos dentro de una misma rehabilitación (causa biológica y biomecánica). Probablemente en este tipo de ocasiones, una consecuencia sería causado en origen por la otra complicación o viceversa. Lo que es cierto es que se pueden encontrar hallazgos en que ambos tipos de complicaciones coexistan en una misma rehabilitación (Imagen 1).

También cabe mencionar que dentro de aquellas complicaciones producidas por motivos biomecánicos, se pueden destacar dos grupos; por un lado se encontraría aquellas cuyas consecuencias conlleban la falla del implante y su pérdida de forma irreversible; y en segundo lugar, se encontrarían aquellas situaciones que no conducirían a la pérdida total de la rehabilitación implantológica.⁶⁷



Imagen 1: Rehabilitación implantológica en zona de tercer cuadrante con presencia de implantes en zona de 46 y 47. Se puede apreciar la presencia de periimplantitis avanzada en implante del 46 así como fractura del implante en zona de 47. Se puede apreciar como coexisten los dos tipos de complicaciones (biológica y biomecánica) en una misma rehabilitación.

En referencia a esto último, un ejemplo de falla del implante por motivos biomecánicos que comprometan la viabilidad del tratamiento sería el causado por una carga prematura. Esto tiene lugar en aquella situación clínica en la que el implante, una vez osteointegrado tras el periodo de cicatrización oportuno, tras la fase quirúrgica, es rehabilitado protésicamente. Una vez es rehabilitado el implante, este recibe una tensión excesiva debido a una carga oclusal por encima de lo recomendado, que se traslada a la zona interfásica entre el hueso y el implante, rompiendo la osteointegración existente y, como consecuencia, produciendo la

movilidad del implante en el lecho alveolar y por tanto, la falla de la rehabilitación.⁷⁹

De hecho, este efecto por sobrecarga, ha sido registrado en diversos estudios que analicen su relevancia en el compromiso de la rehabilitación. Puede apreciarse como algunos autores obtienen resultados en sus ensayos en los que llegan a la conclusión sobre que, el factor de la sobrecarga oclusal es más determinante en el fallo precoz de la rehabilitación que otros causantes de riesgo como son la placa bacteriana.^{80,81}

Otro ejemplo de consecuencia que compromete la rehabilitación implantológica derivada de un exceso de carga sobre la misma, sería el de aquella situación en el que tiene lugar la fractura del cuerpo del implante o de la conexión del mismo (1-2,3%) (Imagen 2). Esta complicación, se podría decir que es una de las más graves que pueden tener lugar, debido a que además de comprometer la rehabilitación será necesario en la inmensa mayoría de situaciones clínicas la realización de un procedimiento quirúrgico para la retirada del implante fracturado, con lo que conllevará una morbilidad añadida.^{82,83}

También, esta sobrecarga biomecánica puede producir la fractura de alguno de los componentes implantoprotésicos, lo que en la inmensa mayoría de situaciones clínicas resulta de una consecuencia no totalmente irreversible, debido a que existen ciertos

componentes que pueden perdurar en el tiempo (a modo de ejemplo se establecería el implante dental ante una falla de la prótesis).

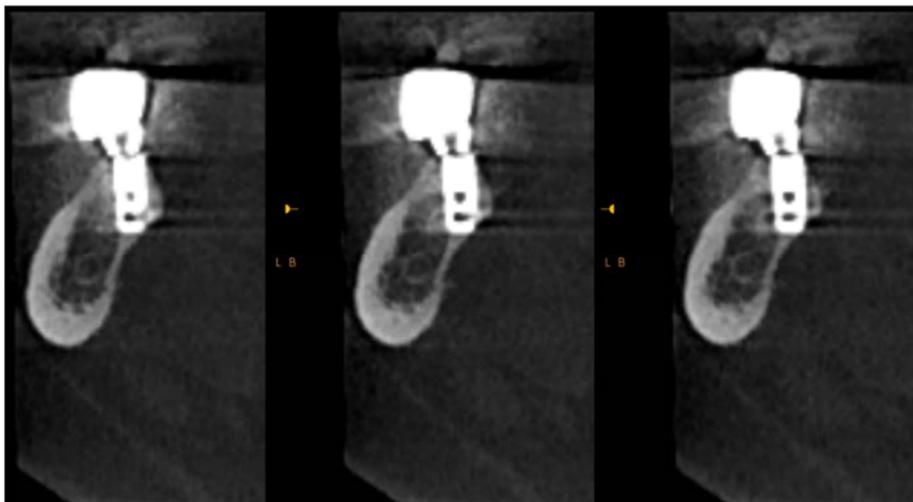


Imagen 2: Imagen radiologica de cbct de rehabilitación implantológica en zona mandibular donde se puede apreciar la presencia de fractura del implante en su porción más coronal (cuello del implante). Esta complicación conduce a la pérdida de manera irreversible de la rehabilitación.

Como se ha argumentado en apartados anteriores, cada material posee una curva de resistencia a la fatiga diferente a través de la cual, a partir de un número de ciclos determinados, a una magnitud específica, conlleva a la fractura de ese material. De hecho, lo más frecuente es la fractura del material causado por la fatiga de un número determinado de cargas distribuido en el tiempo, más que una carga excesiva en un determinado momento único.

En este tipo de complicaciones, es bastante común apreciar la fractura de los tornillos de unión protésicos. Esta complicación, según

determinados estudios, posee una incidencia de entorno al 4% dentro de un intervalo del 0 al 19%, lo que lo hace una complicación frecuente. Hay que tener en cuenta además que, evidentemente, no todos los tornillos protésicos son iguales (misma composición, geometría, etc...) y debido a ello existe una gran dispersión de su casuística. Otros elementos que pueden experimentar este efecto son las estructuras protésicas (0-27%), fractura del pilar intermedio o pilar transepitelial (2% en un intervalo de 0.2-8%) (Imagen 3), etc...⁸⁴

Referente a esto último, las complicaciones biomecánicas más frecuentes que tienen lugar en el tiempo son, la fractura o desgaste del material restaurador o parte del mismo, junto con el aflojamiento del tornillo protésico.^{85,86}

Las fracturas de la rehabilitación protésica o el desprendimiento de parte de la restauración, generalmente, poseen una mayor frecuencia a la falla de los aditamentos protésicos. Además, esta frecuencia como es lógico pensar, se incrementa con el paso de los años debido a la acumulación de la fatiga por carga dinámica. Diversos estudios argumentan una incidencia de este tipo de complicación con un porcentaje cercano al 33% cuando se trata de un seguimiento de 5 años y asciende al 67% cuando se estima entorno a los 10 años.^{84,85}



Imagen 3: Fractura del pilar intermedio (Multi Unit) de una prótesis fija implantosoportada, producto de un exceso de carga oclusal sobre la rehabilitación.

Se debe de tener en cuenta que, este tipo de complicación, tiene una mayor frecuencia, como es lógico, en las zonas posteriores tanto maxilar como mandibular. Esto es debido, al mayor sufrimiento de tensión por parte de la rehabilitación implantológica debido a la existencia de una mayor magnitud de carga en esta zona.^{67,86}

Referente al aflojamiento del tornillo de unión, como se ha comentado con anterioridad, se puede decir que, es una complicación con una elevada incidencia como consecuencia de un desajuste biomecánico. Esta complicación biomecánica puede producirse en un intervalo comprendido entre el 33-60% según los estudios existentes con seguimiento a los 10-15 años.^{87,88}

Esta dispersión tan elevada va a depender de múltiples factores, como pueden ser, la presencia de rehabilitaciones unitarias o múltiples; la localización del implante, no será lo mismo si este se encuentra en zona anterior o en zona posterior; geometría del tornillo de unión; conexión del implante; etc...

Es importante considerar, las fuerzas resultantes que ejercen su presión sobre el tornillo protesico. Este es el encargado de unir la prótesis al implante que es rehabilitado. Una vez este es apretado (aplicando un determinado torque de unión), este sufre un proceso de elongación, lo que resulta en unas determinadas fuerzas de tracción y compresión en el interior del implante. Estas fuerzas, unidas a las presentes en la cavidad oral (mayoritariamente cargas oclusales) son las encargadas de conseguir que este tornillo de unión se afloje o no, produciéndose en el caso de que las fuerzas de tracción superen a las de compresión.^{67,88,89}

Tal y como cabe esperar, múltiples complicaciones dentro de una misma situación clínica son el resultado del producto de una complicación que a su vez puedan conllevar a otra complicación y a

su vez probablemente a otra, estableciendo una red en cadena como consecuencia de una complicación original. El aflojamiento del tornillo de unión protesico puede producir una reacción de este calibre y que como consecuencia, lo que en su origen era una leve complicación, aumente su embergadura si no es considerada con la importancia que debe.⁸⁹

Debido al aflojamiento del tornillo, se podría decir que, puede producirse una reabsorción en la zona coronal del implante causado por la presencia de micromovimientos y macromovimientos, y por tanto, de una conexión con poca estabilidad. Por otro lado, también podría producirse la fractura del mismo, y que parte del mismo permaneciese en el interior del implante.^{67,89}

Esta situación clínica, cobra gran importancia, desde el punto de vista de la facilidad que conlleve la retirada del fragmento que se encuentra en el interior del implante. Ya que, en ocasiones la separación del resto del tornillo presente en el interior de la conexión del implante del mismo, no es posible y por tanto, esto puede producir la pérdida del implante debido a su imposibilidad de ser utilizado para aquel fin para el que fue insertado.⁸⁹

Esta complicación biomecánica, el aflojamiento del tornillo de unión, es resultado de diversos factores, como son la conexión del implante-pilar, los hábitos parafuncionales del paciente, la presencia de voladizos o cantilevers y el tipo de restauración protésica (cementada o atornillada).^{67,88,89}

Sobre el tipo de restauración a realizar cementada o atornillada se podrían enumerar múltiples características, ventajas y desventajas de las mismas, pero a modo de simplificación, se podría decir que, la elección de un tipo u otro de restauración responde a una serie de parámetros de tipo biológicos, técnicos y estéticos.^{89,90}

Por otro lado, desde el punto de vista del tema tratado en este apartado, aunque en determinadas ocasiones clínicas, el diseñar un tipo de prótesis cementada, pueda resultar de menor complejidad y menor repercusión económica para completar el tratamiento rehabilitador. En aquella situación clínica en el que se produzca un aflojamiento del tornillo protésico y se encuentre una restauración del tipo cementada, su reparación podrá resultar compleja y de difícil ejecución, a diferencia de si se trata de un tipo de restauración atornillada en el que su ajuste se resolverá con un procedimiento sencillo y precoz, sin necesidad de grandes complicaciones.^{67,89,90}

Sin embargo, también es importante resaltar que, según estudios relacionados con la incidencia de este tipo de complicaciones, las restauraciones cementadas son menos propensas al aflojamiento del tornillo protésico que aquellas restauraciones que son diseñadas para ser atornilladas.⁸⁹

1.4. DISEÑO DEL IMPLANTE

EVOLUCIÓN DE DISEÑO

Como se ha comentado en apartados anteriores, desde el nacimiento de la implantología tal y como la conocemos hoy en día de la mano del profesor Branemark a la actualidad, el diseño de los implantes dentales ha ido sufriendo numerosas modificaciones.

En sus inicios, se confeccionaron implantes de un diámetro determinado y diversas longitudes. Posteriormente se elaboraron diferentes diámetros de los mismos, inicialmente más anchos y tras éstos, se elaboraron implantes más estrechos.

Así mismo se pueden observar cómo tras años de evolución se pueden apreciar diferentes formas geométricas. Pasando de implantes completamente cilíndricos a implantes claramente cónicos. Estos a su vez pueden desarrollar en su estructura un tipo de espira o rosca u otra, encontrándose en la actualidad implantes con un diseño de espiras más agresivas o menos pronunciadas; que las mismas desde un punto de vista axial tengan una forma simétrica o asimétrica, con una inclinación u otra, etc.

También es importante recalcar la transformación que han ido desarrollando los implantes a nivel cervical, y es que, como se comentó anteriormente, tras la búsqueda del mantenimiento óseo a ese nivel del cuello del implante y huyendo de la pérdida ósea

marginal se han ido diseñando múltiples tipos de implantes diferentes a nivel coronal.

Dentro de este apartado, se podría hablar también de la conexión protésica que también han ido sufriendo variaciones con el paso del tiempo. Se hablaría entonces de conexión externa e interna, plataforma ancha o estrecha, plataforma concordante o modificación de plataforma, etc...

De igual manera que se habla sobre modificaciones a nivel macroscópico, también han existido cambios en cuanto a las superficies de los implantes tanto en composición, como en la estructura y tratamiento de la misma.

Por todo esto, en la actualidad, se pueden encontrar multitud de casas comerciales de implantes cada una de ellas con un tipo de diseño de los mismos a nivel macroscópico y microscópico, que hacen referencia a un tipo de filosofía u otra dentro de la comunidad científica. Siempre con el fin de cumplir los criterios de éxito específicos en implantología.

Incluso también se puede observar, como dentro de una misma casa comercial se pueden desarrollar diferentes tipos de implantes cada uno con su indicación de tratamiento o indicación terapéutica correspondiente, así como aportar diferentes filosofías de trabajo. (Imagen 4)



Imagen 4: Diseño y morfología de diferentes tipos de implantes que pertenecen a una misma comercial (OXTEIN® S.L.) en la que pueden apreciarse diferentes tipos de filosofías de trabajo. En la imagen se observan implantes tanto “bone-level” como “tissue-level”, así como diferentes tipos de diseños macroscópicos tanto en el cuerpo como en el tipo de conexión del implante.

MICROESTRUCTURA

El concepto de biomaterial, se podría decir que es, toda aquella sustancia o material que está en contacto con tejidos vivos de un organismo, con fines médicos bien sean diagnósticos o en la búsqueda de cualquier tipo de tratamiento. Estos materiales deben poseer una serie de características en su estructura y superficie de biocompatibilidad con los tejidos con son albergados además de unas condiciones de esterilidad para no producir efectos adversos al relacionarse con otras estructuras.⁶⁷

También es importante considerar que, como se ha explicado en apartados anteriores, las características biomecánicas de los materiales cuando son sometidos a situaciones de estrés, cobran gran importancia. Por tanto, cabe deducir que, las características de biocompatibilidad y biomecánica deben ir de la mano y estar fuertemente entrelazadas en referencia a la función que van a desempeñar en su futura localización en el organismo.⁹¹

Por todo esto antes descrito, sumado a otra serie de características no menos importantes, como son: mínima toxicidad, bajo índice de corrosión, etc... El material más empleado en la elaboración de los implantes es el titanio. Esto es debido a su capacidad de adhesión celular a los diferentes tejidos del organismo, especialmente al tejido óseo. Además, hay que tener en cuenta que el titanio, reúne las características antes descritas, siendo un material

que presenta una elevada resistencia al estrés, a la que evidentemente va a ser sometido en la cavidad oral, por lo que tiene una alta fortaleza frente a la tracción, las fuerzas compresivas y el cizallamiento. Por otro lado, y no menos importante, es que el material adecuado, como se ha comentado anteriormente, debe tener un bajo índice de corrosión en el organismo y una alta biocompatibilidad, y el titanio reúne todas estas características.^{67,91}

En los últimos años ha surgido el uso de implantes elaborados en dióxido de circonio (circonia). Debido a altos estándares estéticos y la creciente incidencia de alergias al titanio, sumado a un exponencial crecimiento de rehabilitaciones ausentes de metal, han llevado al uso de la cerámica como un posible sustituto del titanio. Sin embargo, a pesar de obtener una elevada biocompatibilidad y una excelente integración a los tejidos, sumado a una baja afinidad por la placa bacteriana y unas características biomecánicas óptimas. Lo cierto es que los resultados obtenidos en la actualidad por los implantes de dióxido de circonio, aunque son prometedores, todavía distan mucho para considerar a los implantes de circonia una alternativa terapéutica de elección frente a la pérdida dentaria.⁹¹⁻⁹³

Por tanto, en la actualidad el material de referencia en implantología sigue siendo el titanio. Aunque cuando se habla de titanio este se puede dividir a su vez en dos tipos y estos a su vez en varios subtipos. Por un lado, se hablaría de titanio puro (Grados I, II, III y IV) y por otra parte de aleaciones de titanio (Grado V en

adelante). En comparativa entre estos dos grupos, en el caso de las aleaciones de titanio, como por ejemplo el uso del titanio-6%aluminio-4%vanadio (Ti6Al4V) y el titanio-circonio (TiZr), se ha demostrado que presentan mejores propiedades biomecánicas, así como el empleo de estas aleaciones parecen aportar niveles más elevados de osteointegración que las situaciones en la que es empleado el titanio puro.⁹⁴⁻⁹⁶

En otro lugar, y no menos importante, se encontraría el tratamiento de superficie que es utilizado sobre el implante. Este es importante a tener en cuenta ya que, jugara un papel fundamental en el proceso de osteointegración del mismo.

Es conocido en la comunidad científica que, cuando es colocado un implante en el lecho implantario previamente confeccionado este es estabilizado por una retención puramente mecánica (estabilidad primaria). Este tipo de estabilidad es dependiente de una serie de factores como son, a destacar, la geometría del implante, el tipo de fresado realizado, así como la densidad del hueso donde se trabaja, comportándose de diferente manera si el mismo es más trabeculado o se encuentra más corticalizado.^{91,97}

Una vez que comience la cicatrización ósea alrededor del implante, esta estabilidad puramente mecánica va a desaparecer al sufrir el hueso circundante un proceso de remodelación ósea y ser sustituido el hueso nativo por hueso nuevo. Este deberá desarrollarse

sobre la superficie del implante produciéndose en las posteriores semanas la que es conocida como estabilidad secundaria o biológica.⁹⁸⁻¹⁰⁰

Lo implantes de titanio primitivos diseñados por el profesor Branemark, presentaban una superficie mecanizada. Estos implantes necesitaban un periodo de osteointegración más prolongado que el de algunos implantes actuales (3-6 meses), debido, entre otros factores, a la cantidad de superficie en contacto con el tejido óseo y la demora en el proceso de osteointegración.¹⁰¹

Diversos estudios en los últimos años han reportado la importancia del material empleado en la confección de los implantes dentales, así como del tratamiento de superficie de los mismos y de su influencia en el proceso de la estabilidad secundaria. De esta manera puede observarse como debido a la utilización de un tipo de tratamiento de superficie respecto a otro pueda apreciarse la presencia de un mayor porcentaje de contacto hueso-implante en los análisis histomorfométricos en un tiempo más reducido. Esto, es debido a la alteración de la microtopografía de la superficie de los implantes endoóseos.¹⁰²⁻¹⁰⁴

Dentro de los diferentes tipos de modificación de las superficies del titanio, se puede decir que, todas persiguen el mismo objetivo, y este es el de aumentar la rugosidad de la superficie para así poder obtener un mayor contacto hueso-implante. Esto es debido a que, al modificar la superficie topográfica del implante, se aumenta

la superficie en contacto de la misma con el tejido en el que se encuentra, en este caso el tejido óseo. Además, diversos estudios han descrito que, este procedimiento de alteración de la superficie, conlleva a un proceso de aceleración de la osteointegración del implante y un mayor porcentaje de la misma, es decir, mayor cantidad de superficie del implante en contacto con el hueso.^{105,106}

Cuando se habla de procedimientos que influyan en la modificación de los implantes dentales alterando su microrugosidad a nivel topográfico, se pueden resaltar dos tipos de técnicas principalmente, cada una con sus diferentes variantes y subtipos. Por un lado, se encontrarían aquellas técnicas denominadas como aditivas, que consisten en la deposición de un determinado material sobre la superficie del implante que consiga el efecto de aumentar su rugosidad. Y, por otro lado, se hablaría de técnicas sustractivas, en aquellas circunstancias en la que el procedimiento consiste en la eliminación, por la técnica que fuese, de parte del material que se encuentra en la superficie del implante. En definitiva, se diferencia dos tipos de procedimientos, unos consisten en la alteración de superficie eliminando parte de la misma y los otros a través de la adición de otro tipo de material.¹⁰¹

El tratamiento de arenado y grabado ácido (técnicas sustractivas) se ha convertido en uno de los estándares utilizados por la mayoría de las casas comerciales, aunque también existen otros tratamientos de superficie que resultan en superficies de titanio

microrugosas y que han demostrado porcentajes muy elevados de contacto hueso-implante en comparación con las superficies de titanio mecanizadas o pulidas.¹⁰⁷⁻¹⁰⁹

Otro avance que ha surgido posteriormente en el tratamiento de las superficies de los implantes en los últimos años es la llamada “activación química” de la misma. Este tipo de activación consiste en la utilización de sumersión del implante con la modificación de superficie en nitrógeno con la finalidad de transformar la superficie del implante en una superficie más hidrofílica y así ayudar en cierta manera a la aposición ósea en el proceso de osteointegración. Este último procedimiento de activación de la superficie implantaría ha sido objeto en diversos estudios, obteniendo unos resultados altamente satisfactorios desde el punto de vista de la osteointegración.^{110,111}

Desde un punto de vista biomecánico, como se ha comentado con anterioridad, la composición del material en el que es confeccionado el implante cobra gran relevancia. Como ya se ha citado, el titanio Grado V tiene mejores propiedades mecánicas que el titanio Grado IV, y este es un dato importante a tener en cuenta fundamentalmente en la utilización de implantes más estrechos en las que las necesidades de resistencia biomecánicas aumentan.⁹¹

Por otro lado, surge también la duda de si realizar los tratamientos de superficies antes mencionados sobre las superficies

de Titanio Grado V se obtienen tan buenos resultados como es el caso de los implantes con titanio Grado IV.

Por un lado, se puede observar en diversos ensayos como el porcentaje de hueso-implante no se vio alterado significativamente en la utilización de diferentes tipos de implantes según su composición (Grado IV o Grado V) cuando la superficie de los mismos resultó no ser modificada.^{112,113}

Aunque, por otro lado, algunos estudios han reportado que, existe un óptimo comportamiento de osteointegración de la superficie, los resultados obtenidos por el Titanio comercialmente puro (Grado IV) y los implantes de aleaciones de TiZr (Grado V), y estos obtienen mejores resultados y son estadísticamente significativos respecto a las superficies de Titanio-6%Aluminio-4%Vanadio (Grado V) en cuanto a porcentaje de contacto hueso-implante (Imagen 5). Sin embargo, esta última composición obtuvo un mayor contacto de superficie con células gigantes multinucleares respecto a las otras dos superficies en algunos estudios.^{91,114}

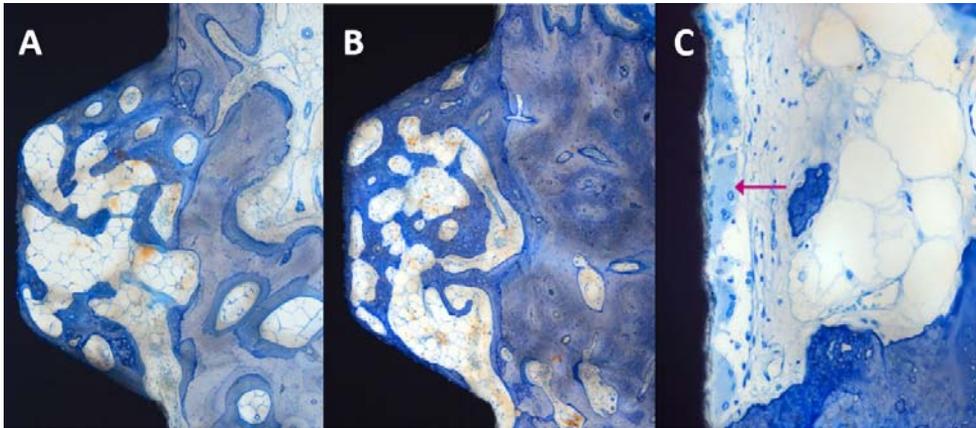


Imagen 5: Aposición ósea sobre la superficie de tres tipos de implantes con superficie tratada mediante arenado y grabado ácido tras 8 semanas de cicatrización en un estudio realizado en cerdos. Implante de titanio comercialmente puro (A), TiZr (B) y Ti6Al4V (C). Se puede apreciar la presencia de mayor número de células gigantes multinucleadas en la tercera imagen (C) respecto a las dos anteriores (A y B). Reproducido con permiso de "John Wiley and Sons".⁹¹

MACROESTRUCTURA

Como se ha comentado ya en apartados anteriores, la evolución en los implantes dentales, ha ido sufriendo con el paso de los años una serie de transformaciones, no solo en su composición y su geografía a nivel nanotopográfica, sino también en su diseño a nivel macroscópico.⁷³

El implante dental puede dividirse fundamentalmente en tres partes o secciones, cuerpo, ápice y cuello (Figura 9). Cada sección deberá cumplir una serie de características específicas con el fin de que estas produzcan un efecto beneficioso en la longevidad de la rehabilitación implantológica.

En un sentido ápico-coronal se podría decir que la morfología de los implantes en la actualidad tiene un planteamiento cada vez más enfocado a la importancia de la estabilidad primaria, así como si se observa en un sentido corono-apical se podría argumentar que biomecánicamente interesa que exista un reparto de fuerzas a lo largo del eje del cuerpo del implante y que estas no se concentren en la porción de la cabeza del mismo, transmitiendo estas fuerzas al tejido óseo a ese nivel. Esto, acompañado de una microfiltración bacteriana, puede conllevar a la pérdida ósea progresiva y/o a la falla del implante por la tensión acumulada en la porción coronal.^{67,73}

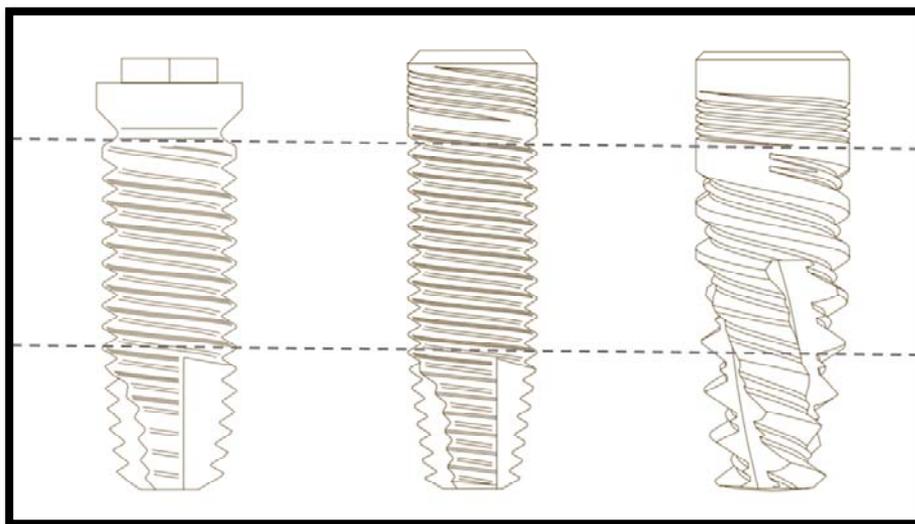


Figura 9: División de las tres zonas (cabeza, cuerpo y ápice) de tres tipos de implantes (OXTEIN® S.L.) con diferentes características geométricas y tipos de conexión.

Hay que tener en cuenta que, dentro de la rehabilitación implantoprotésica, se establece una reacción en cadena. Esto sucede con la incidencia de una fuerza sobre la prótesis, que es transferida al implante endoóseo y este a su vez se transmite al hueso circundante. Por tanto, cabe decir que, la forma en la que se transmitan esas fuerzas cobra una gran importancia, ya que, una disipación adecuada y uniforme de las fuerzas en vez de la concentración de las mismas en un punto, resultara clave en el éxito del tratamiento no produciendo la falla del sistema implantológico o una remodelación ósea causado por una situación de estrés biomecánico.^{115,116}

Como ya se ha señalado en otros puntos anteriores, las fuerzas que incidán sobre la rehabilitación van a influir en el estrés biomecánico que se genera sobre las mismas, no comportándose de la misma manera ni produciendo el mismo daño las fuerzas compresivas frente al cizallamiento y la tracción. De otra forma, el diseño de la prótesis influirá considerablemente en la transmisión de este tipo de fuerzas sobre el implante endoóseo y este a su vez al tejido óseo circundante.¹¹⁷

Al recibir una determinada fuerza, la mayor parte de la tensión generada se localiza en la zona crestal del implante y por tanto en el hueso cortical presente en la zona más coronal del mismo. La transferencia y disipación de las fuerzas a una zona más apical y, sobre una mayor cantidad de superficie conseguirá por tanto que esta tensión no se localice en una zona concreta y, por tanto, conlleve a la falla de la rehabilitación. Debido a esto, existen una serie de factores que influirán en el estrés biomecánico y su transmisión al tejido óseo. Estos factores son la geometría del implante, el diámetro, la longitud del mismo y finalmente el tipo de conexión protésica.¹¹⁸

En primer lugar, cuando se contempla el factor del diámetro del implante, se debe de tener en cuenta que, cuando existe una adecuada disponibilidad ósea para su inserción, un mayor diámetro del implante conlleva una mayor superficie donde se disipen las fuerzas provocadas por cargas oclusales. Por tanto, según diversos estudios publicados hasta la actualidad, se debe de tener en cuenta

que, un mayor diámetro del implante, genera menos tensiones en la zona crítica, como se ha argumentado con anterioridad, frente a los implantes que presentan un menor diámetro (Figura 10). Sin embargo, también existen estudios que resaltan que el diámetro del implante compone un factor secundario en la supervivencia a largo plazo de la rehabilitación, no siendo, por tanto, un factor determinante en los implantes desarrollados en la actualidad.¹¹⁹⁻¹²¹



Figura 10: Tensiones generadas en un mismo tipo de implante con diferentes diámetros (3.5, 4.3 y 5 mm). En la imagen, los colores más cálidos representan las zonas donde se encuentra el área con presencia de mayor tensión, así como con los colores más fríos las zonas donde su presencia es menor. Se aprecia como el implante más ancho (derecha) presenta mayor disipación de las fuerzas que el implante más estrecho (izquierda). Reproducido con permiso de Elsevier.⁶⁷

Por otro lado, cabe mencionar que, existiendo una misma longitud y geometría de los implantes, aquellos que posean un mayor diámetro poseerán un mayor índice de resistencia a la fatiga por sobrecarga. Esto es debido fundamentalmente a dos factores, en primer lugar, es lógico pensar que mientras más superficie exista, más área de disipación de las tensiones tendrá lugar. Esto acompañado de un segundo factor, que es la geometría del implante en un plano transversal cobra gran relevancia, y es que hay que tener en cuenta que si se analiza un implante que sea diseccionado en el plano trasversal, se podrá apreciar cómo en la zona más coronal, en la localización que corresponde a la conexión protésica, el implante se encuentra con un espacio en el que se aloja el aditamento protésico y el tornillo de unión, por lo que la superficie del implante se ve muy reducida (Figura 10). Por tanto, para un mismo tornillo/aditamento, dos implantes de diferentes diámetros, presentaran una cantidad de superficie en esta zona “hueca” muy diferente significativamente. Además, si se tiene en cuenta que, a la hora de recibir carga, esta es la zona donde se concentran la mayor cantidad de tensiones, originadas por las fuerzas oclusales, esto conlleva a que, esta zona crítica se convierta un punto débil por así decirlo, de la estructura geométrica, que pueda resultar dañada con gran frecuencia ante determinadas situaciones clínicas en las que se genere un estrés determinado.^{121,122}

Por otro lado, también cabe decir que, al presentar una mayor cantidad de tensiones a nivel del cuello del implante, este será

transmitido al tejido óseo circundante, lo que podrá traducirse en una remodelación ósea a ese nivel como resultado de una respuesta biológica frente a un determinado estímulo, como se argumentó en apartados anteriores. Sin embargo, también cabe mencionar que, el factor biomecánico no puede apreciarse de una manera independiente de la biología, ya que en determinadas situaciones clínicas no se encontró indicado el uso de implantes más anchos, sino más bien todo lo contrario, y es que, a la hora de rehabilitar a un paciente con implantes dentales, se deberá tener presente también otra serie de factores biológicos, como ya se ha argumentado en otros apartados.^{67,73,122}

En referencia a la longitud del implante, si se tiene en cuenta este parámetro, es lógico resaltar que, a una mayor longitud del implante, se dispondrá de una mayor cantidad de área de contacto entre hueso e implante, por lo que, esto se traducirá debido a los términos que se argumentó anteriormente, en una mayor disipación de la tensión originada por las fuerzas oclusales. Además, una mayor longitud en el implante, permitirá otra serie de beneficios en la práctica clínica como son por ejemplo el de una mayor estabilidad primaria, que es determinante en determinados escenarios clínicos. Por otro lado, una mayor longitud, conlleva al planteamiento de, en caso de ocasionarse una pérdida ósea progresiva, es lógico pensar en que, un implante de mayor longitud tendrá una supervivencia mayor que uno de menor longitud, y esto es debido a que uno dispone de mayor cantidad de anclaje en el hueso donde es insertado.¹²³

Sin embargo, en los últimos años se han publicado diversos estudios que recalcan que la longitud del implante no es un factor principal en la prevención de la pérdida ósea progresiva causado por estrés biomecánico, obteniéndose tasas de éxito similares en los implantes cortos (< 8 mm) frente a aquellos implantes de mayor longitud.¹²⁴⁻¹²⁶

Esto, se debe a que, biomecánicamente cobra mayor importancia el factor diámetro que el de la longitud del implante. Hay que tener en cuenta que, como se ha comentado anteriormente, la mayor concentración de fuerzas, tiene lugar en el área más coronal del implante, fundamentalmente en la zona de la conexión. Es por ello que, ante una situación clínica de un implante más estrecho y de mayor longitud frente a otro implante con características opuestas (mayor diámetro y menor longitud), el implante de mayor diámetro disipará en mejor medida las fuerzas al tejido circundante, debido a que, las tensiones concentradas en el área de la cabeza del implante presentan una mayor área de disipación de las fuerzas (Figura 11).^{127,128}

Aunque como ya se ha mencionado con anterioridad, la longitud y el diámetro son factores que pueden influir en mayor o menor medida en las tensiones formadas a partir de las cargas, no son los únicos factores. El diseño geométrico que presente el implante también cobra gran relevancia en la disipación de las fuerzas a través del eje del implante y en su transmisión al hueso circundante.

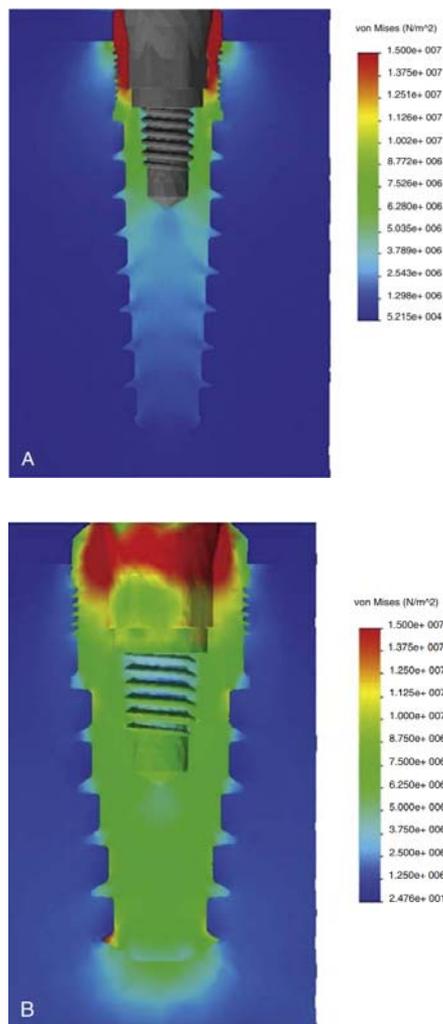


Figura 11: Tensiones generadas en dos tipos de implantes con diferentes diámetros y longitudes. En la imagen, los colores más cálidos representan las zonas donde se encuentra el área con presencia de mayor tensión, así como con los colores más fríos las zonas donde su presencia es menor. Se aprecia como el implante más ancho y de menor longitud (derecha) presenta mayor disipación de las fuerzas que el implante más estrecho y de mayor longitud (izquierda).

Traducido del inglés y reproducido con permiso de Elsevier.⁶⁷

La geometría del implante, influye tanto en la cantidad de superficie que está en contacto con el tejido óseo, así como en la forma en la que se transmiten las cargas (compresión, cizalla, etc...). De esta manera, en la actualidad, se puede apreciar cómo se tiende al diseño de implantes troncocónicos frente a los que presentan un diseño de paredes paralelas, así como de implantes roscados frente a aquellos que poseen un diseño claramente mecanizado y son impactados en los maxilares cuando son insertados. Esta evolución en el diseño ha sido analizada y estudiada en múltiples estudios que, han ido analizando una serie de variables clínicas a la hora de su inserción, así como de seguimiento a largo plazo, obteniendo mejores resultados en un tipo de diseño frente a otros.¹²⁹⁻¹³¹

Las espiras o roscas de los implantes, por otro lado, poseen varias características beneficiosas para el implante dental. En primer lugar, aporta al mismo de un mayor anclaje o estabilidad primaria lo cual es claramente beneficioso ante situaciones clínicas de carga inmediata o de presencia de un reborde alveolar con una baja densidad ósea.^{132,133}

Otra característica y no menos importante que la anterior, es la de la forma en la que los diferentes tipos de rosca puedan transmitir las tensiones originadas a partir de las diferentes cargas al tejido óseo circundante. Un diseño adecuado de espiras transmitirá un mayor componente de fuerzas de compresión, más beneficiosas que de cizalla, más perjudiciales (Figura 12). Por otro lado, a la hora de

describir un tipo de rosca u otra, se pueden tener en cuenta diferentes parámetros como son el paso de rosca, la forma geométrica de la misma y la profundidad respecto al cuerpo del implante; estas características de forma combinada pueden generar múltiples diseños con diversos beneficios.

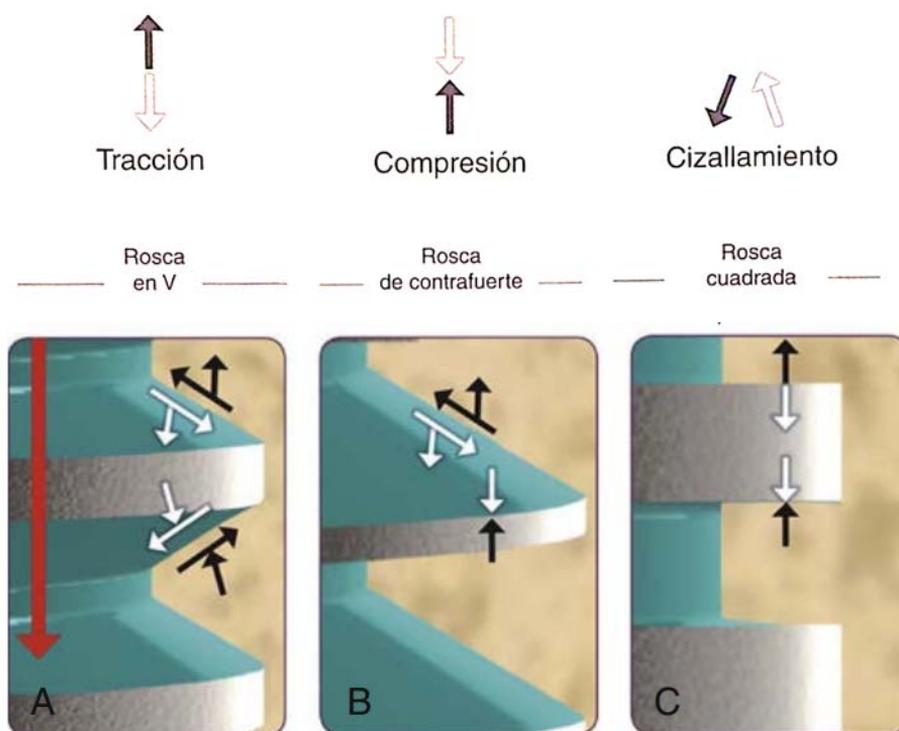


Figura 12: Representación de transmisión de fuerzas de diferentes diseños de espiras al tejido óseo circundante. Se puede apreciar diseño de espira en V (A), espira con forma invertida o de contrafuerte (B) y espira cuadrada (C).

Traducido del inglés y reproducido con permiso de Elsevier.⁶⁷

A modo de resumen, se podría decir que, debido a estos factores, sumado a otros que no se van a detallar en el presente trabajo debido a que no son el objeto de estudio del mismo, los implantes tienden a ser cada vez más cónicos y autoroscantes, como se ha comentado con anterioridad, presentando un diseño de espiras cada vez más agresivas. También se puede apreciar una morfología en el ápice y el cuerpo de los mismos que ayuden a obtener una estabilidad primaria más elevada y por tanto poder desafiar situaciones clínicas más complejas, como es por ejemplo los alveolos postextracción, haciendo más fácil su colocación y por tanto poder afrontar los diferentes escenarios de una forma más predecible.^{134,135}

Desde un punto de vista de la biomecánica, la forma de las espiras del implante y la morfología y diseño de las mismas parecen desempeñar un papel importante en los patrones de tensiones locales transmitidas a la interfaz hueso-implante. Es por ello que, es aconsejable según algunos autores la utilización de implantes con mayor número de espiras en los huesos de baja densidad (tipo III y IV), así como su uso en áreas con sobrecarga oclusal y en implantes con una longitud menor.¹³⁴

Por otro lado, en la región de la cabeza del implante, también se aprecia que ha ido existiendo una serie de modificaciones con el paso de las décadas con el objetivo de la búsqueda de la nula pérdida ósea marginal en esta zona del implante.

La pérdida ósea marginal a nivel del cuello del implante va a depender muchos factores. Entre ellos se encontraría la presencia o no de un cuello pulido, catalogándose a los implantes en dos tipos, bone-level o tissue-level.⁷³

Esto es importante a tener en cuenta a la hora de la colocación del implante ya que, como se ha planteado en diversos estudios, la zona pulida puede osteointegrarse en un origen, pero una vez el implante sea sometido a carga, esta dará lugar a una pérdida ósea que trasladara el reborde óseo a la zona con mayor rugosidad del implante. Este efecto denominado “Stress Shielding” (efecto de transferencia de tensiones) es resultante de que no exista una correcta transmisión de fuerzas entre una superficie mecanizada y el tejido óseo.¹³⁶⁻¹³⁸

De igual modo, hay que tener en cuenta que, los implantes pueden plantear una morfología de zona coronal diferentes entre un tipo y otro, pudiendo presentarse una emergencia del mismo más ancha, regular (recta) o por el contrario más estrecha que el cuerpo del implante. Esto evidentemente influirá en el comportamiento biomecánico del mismo y su transmisión de fuerzas al tejido óseo circundante.

CONEXIÓN DEL IMPLANTE

Una región geométrica que resulta ser un factor clave tanto en el comportamiento biológico como biomecánico es la zona más coronal del implante. La cabeza del implante constituye una región intermedia entre el pilar protésico o estructura protésica y la zona inferior del mismo.

Como se ha visto en apartados anteriores, la morfología y geometría del cuello del implante jugará un papel fundamental en el éxito a largo plazo de la rehabilitación. Este puede presentar diferentes diseños, que deberán ser interpretados y utilizados de la manera adecuada, para así mantener el espacio biológico periimplantario correspondiente, sin alterar los procesos de remodelación ósea que conlleven a una pérdida ósea temprana.⁷³

Por otro lado, la transmisión de fuerzas al hueso circundante serán críticas en esta región y una morfología óptima permitirá su distribución de una forma menos dañina para los tejidos periimplantarios, así como de la resistencia a la fatiga del propio implante. Es por ello que, en diversos estudios se ha analizado la utilización de diferentes tipos de cuellos de implantes y su influencia en la distribución de tensiones al tejido óseo circundante, obteniendo resultados más favorables en aquellas situaciones clínicas en las que se aumentaba la superficie a este nivel.^{139,140}

A la hora de incrementar la superficie de la zona más coronal del implante, se puede hacer de diferentes formas. Una de ellas sería la de incrementar el diámetro del implante en esta región para así disponer de una mayor cantidad de superficie y unas paredes internas en la zona de la conexión protésica más gruesas. Otras modificaciones que podrían tener lugar, serían la modificación de la superficie a ese nivel o la presencia de microespiras. Estos elementos han sido también observados en estudios de elementos finitos y ensayos clínico, obteniendo unos resultados óptimos de disipación de la carga cuando la región del cuello del implante presentaba estas modificaciones frente a implantes de prueba. A modo de ejemplo, la presencia de microroscas en la zona coronal del implante producía un comportamiento de disipación de las fuerzas diferente a los implantes que no las presentaban, obteniendo un mejor comportamiento frente a cargas oblicuas con un mayor componente de cizallamiento que aquellos implantes que poseían una cabeza sin presencia de espiras, lo que además se traduce en una menor presencia de remodelación ósea producida por la carga cuando el implante es rehabilitado protésicamente.¹⁴¹⁻¹⁴³

Otro factor a tener en cuenta corresponde a la modificación de la plataforma, reduciendo en el área más coronal del implante, el diámetro de la conexión y el del aditamento protésico respecto al de la cabeza del implante. Este efecto ha sido motivo de debate en la literatura sobre su influencia en la pérdida ósea marginal como factor determinante o incluso su nula influencia. En la actualidad se plantea

las características beneficiosas que esta modificación del cuello del implante presenta frente a la pérdida ósea marginal, aunque se debe tener en cuenta que existen otra serie de factores involucrados en este proceso.¹⁴⁴⁻¹⁴⁷

Desde un prisma biomecánico, si es cierto que, el uso de una modificación de plataforma, desplaza la mayor zona de tensión localizada en el cuello del implante, alejándola de la zona crítica en la interfase entre conexión y tejido óseo, disipando las tensiones producidas por la carga de una manera más uniforme y produciendo menor estrés biomecánico (Figura 13).¹⁴⁸⁻¹⁵⁰

Además de todo lo anteriormente mencionado, se podría decir que, otro factor a tener en cuenta y no menos importante tanto desde el punto de vista biológico como biomecánico es el diseño de la conexión. Ésta puede simplificarse básicamente en dos tipos, externa o interna. En aquella situación clínica en la que el aditamento protésico se encuentra exterior a la conexión del implante se hablaría de conexión externa; mientras que si, por el contrario, el aditamento protésico se introduce en el interior de la misma, estaría teniendo lugar una conexión interna. Ambos tipos de conexión han sido documentados en multitud de estudios a lo largo de los años presentando resultados predecibles y eficaces en el tratamiento rehabilitador.¹⁵¹⁻¹⁵³

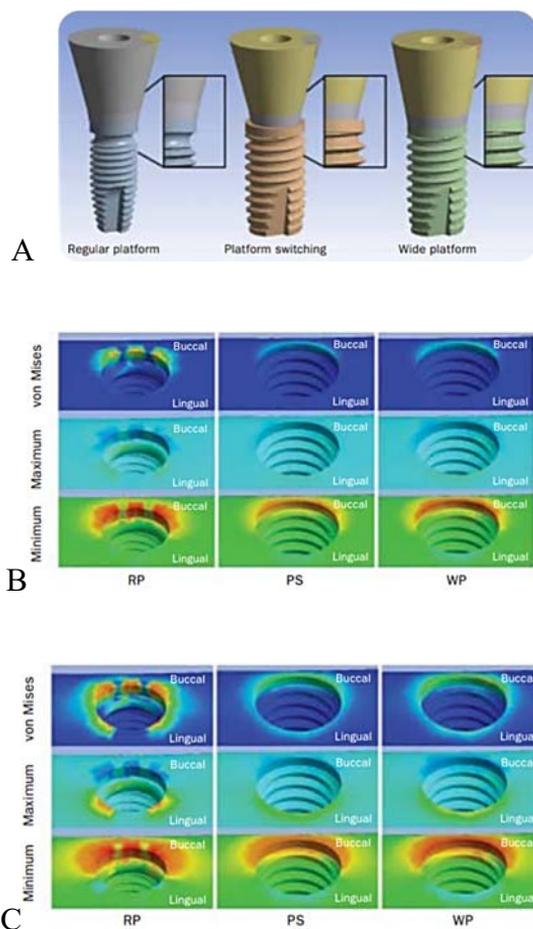


Figura 13: Representación de tensiones acumuladas en la zona del cuello del implante en diferentes tipos de plataforma (A) en un estudio biomecánico en la que se realizaron cargas axiales (B) y cargas oblicuas (C). En la imagen, los colores más cálidos representan las zonas donde se encuentra el área con presencia de mayor tensión, así como con los colores más fríos las zonas donde su presencia es menor. Puede apreciarse como en el implante que posee la modificación de plataforma (PS) produce una menor concentración de tensiones en la zona crítica. Reproducido con permiso de Quintessence Publishing.¹⁵⁰

Así mismo, la conexión interna podrá subdividirse en múltiples tipos de conexiones, aunque principalmente, dentro de las diversas morfologías se podría decir que, destacan dos tipos de conexiones: conexión hexagonal y conexión cónica (en esta última se tendrá en cuenta además los grados de inclinación del cono interno de la conexión (Figura 14).

La conexión del implante juega un papel fundamental en la rehabilitación implatológica. Como se ha comentado en apartados anteriores, las cargas oclusales que inciden sobre la rehabilitación protésica, se transmiten al interior del implante, y estas son conducidas a través de la conexión y del tornillo de unión. Estos, deben poseer capacidad, por tanto, de resistir una alta concentración de tensiones que además serán distribuidas desde la zona más coronal y el interior del implante hacia la zona más externa y por tanto el tejido óseo circundante. Es por ello que, tanto la geometría, así como la cantidad de superficie en el plano transversal del tornillo de unión y la zona de la conexión del implante influirán en el éxito de la rehabilitación desde el punto de vista de la posibilidad de falla por estrés biomecánico.¹⁵⁴⁻¹⁵⁶

Originariamente, los primeros implantes diseñados por Branemark eran diseñados con una conexión hexagonal externa. Este diseño cumplía satisfactoriamente su cometido cuando era relacionado con un pilar transmucoso y formaba parte del conjunto de una estructura de rehabilitación completa. Sin embargo, en

aquellas situaciones clínicas en las que se rehabilitaban coronas unitarias o tramos edéntulos parciales, el implante era sometido a un mayor componente de tensión biomecánica que era traducida en un mayor índice de falla por estrés debido a la presencia de mayor cantidad de fuerzas de cizalla y otras fuerzas perjudiciales para el complejo implante-prótesis. Por ello, se diseñó un nuevo tipo de conexión, que fue la conexión interna, la cual presentaba una mayor estabilidad en el complejo implante-pilar con una menor presencia de micromovimientos, así como una disipación de la carga más adecuada, lo que se traducía en una menor incidencia de complicaciones biomecánicas causadas por la fatiga.¹⁵⁷⁻¹⁵⁹

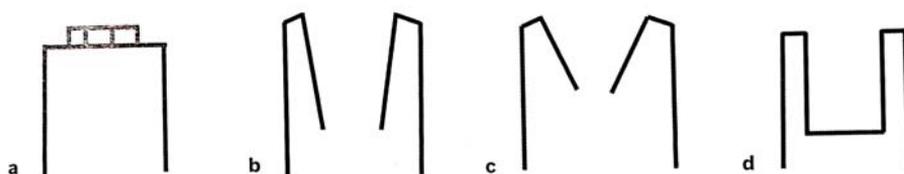


Figura 14: Tipos de conexión implante-pilar. (a) Conexión hexagonal externa. (b) Conexión interna cónica de cono de 5-6 grados. (c) Conexión interna cónica de cono de 8-20 grados. (d) Conexión hexagonal interna.

Reproducido con permiso de Quintessence Publishing.⁷³

La conexión interna original presentaba una geometría hexagonal con un bisel de 45 grados en la región más coronal para poder facilitar el asentamiento del aditamento protésico. Posteriormente se diseñaron diferentes geometrías en este tipo de conexión (octágono, de tres canales, etc ...). En la actualidad, un tipo

de conexión interna muy utilizada es la conexión cónica. Este tipo de conexión ha demostrado presentar múltiples beneficios en numerosos ensayos clínicos, como es la presencia de una mayor estabilidad y sellado entre la conexión y el aditamento protésico, así como de una menor presencia de pérdida ósea marginal. Por otro lado, también se puede afirmar que, ha presentado unos óptimos resultados en los estudios de elementos finitos que han querido averiguar el modo en que tiene lugar en este tipo de conexión la disipación de la carga cuando es sometido a las fuerzas pertinentes.¹⁶⁰⁻¹⁶²

A modo de resumen, se podría decir que, desde un punto de vista biomecánico, el tipo de conexión va a jugar un papel fundamental en la estabilidad del complejo implante-pilar. Esta será fundamental desde varios puntos de vista, por un lado, se hablaría de sellado a nivel de la interfase implante pilar la cual influirá en la microfiltración bacteriana; en segundo lugar, se tendrá en cuenta la presencia de micromovimientos; y en tercer lugar la resistencia biomecánica de las mismas cuando estas sean sometidas a algún tipo de carga.^{163,164}

OBJETIVOS

Debido a la presencia de diferentes tipos de diseños geométricos respecto a las conexiones de los implantes endoóseos en la actualidad, se planteó un estudio comparativo entre dos tipos de implantes con conexión implantológica diferente que presentasen la misma geometría, por un lado, un implante con conexión hexagonal externa y por el otro lado de conexión hexagonal interna.

De tal manera que se pudiese estudiar el comportamiento biomecánico de los mismos, y poder así determinar la influencia de la conexión sobre el rendimiento de los implantes cuando eran sometidos a una serie de fuerzas determinadas.

El objetivo general del estudio por tanto fue evaluar la diferencia entre las características biomecánicas de dos tipos de implante con conexiones diferentes (interna y externa) cuando eran sometidos a una serie de cargas.

Como objetivos específicos en el ensayo a partir del objetivo general, se establecieron los siguientes:

1. Analizar la carga estática que es capaz de soportar los dos tipos de diseños de implantes y las diferencias entre los mismos.
2. Evaluar la superación de la prueba de carga dinámica que es capaz de resistir cada sistema de implantes a partir de los resultados obtenidos en la prueba de caracterización estática.

3. Evaluar la caracterización dimensional que tiene lugar como resultado de este tipo de pruebas in vitro para los dos sistemas de implantes analizados (conexión hexagonal interna y conexión hexagonal externa).

MATERIAL Y MÉTODO

Se propuso la realización de un estudio comparativo entre dos tipos de implantes con conexión implantológica diferente: Por un lado, un implante con conexión hexagonal externa y por el otro, un implante de conexión hexagonal interna.

El ensayo tenía la finalidad de poder estudiar el comportamiento biomecánico de los mismos, sometiendo a ambos tipos de implantes a diferentes tipos de cargas y poder así determinar la influencia de la conexión sobre el rendimiento de los implantes cuando eran sometidos a esa serie de fuerzas. Cabe decir que, para ello, se planteó la utilización de dos tipos de implantes muy similares en cuanto al resto de características salvo en la conexión.

La casa comercial de implantes OXTEIN® S.L. (Zaragoza, España) colaboró en la donación del material implantológico necesario para el desarrollo del estudio, proporcionando los diferentes tipos de implantes requeridos, así como los aditamentos protésicos necesarios para la viabilidad del ensayo.

Como se ha comentado anteriormente, se decidió escoger dos modelos de implantes, uno de conexión hexagonal interna y otro de conexión hexagonal externa, para comparar el comportamiento biomecánico de ambos tipos de implantes. En el caso del implante de conexión hexagonal externa se eligió el modelo “L6” referente a la casa comercial OXTEIN® S.L. con las dimensiones de 3,3 mm de diámetro y 14,5 mm de longitud del mismo (Figura 15).

El implante de la casa OXTEIN[®] S.L. L6 de 3,3 mm de diámetro, es un tipo de implante con una morfología troncocónica y con una conexión hexagonal externa con unas dimensiones del hexágono de 2,3 mm de diámetro x 1,0 mm de altura en plataforma de 3,3 mm.

Este mismo esta confeccionado en Titanio comercialmente puro, concretamente en Titanio Grado IV trabajado en frío y tiene un tratamiento de superficie que es conseguido mediante un proceso de arenado y doble ataque ácido, generando una macro y micro rugosidad en la superficie para, de esta manera, conseguir la estimulación de la diferenciación celular y los mecanismos que regulan el crecimiento de las células osteogénicas (Oxigena[®]).

Así mismo, también posee un diseño en el cuerpo del implante de doble espira activa y un ápice radial y autoroscante con forma helicoidal.

Por otro lado, se encontraría el implante de conexión interna de tipo hexagonal, que en este caso se seleccionó el modelo L35 también de la casa comercial OXTEIN[®] S.L. con dimensiones similares al escogido de conexión externa para el desarrollo del estudio (3,3 de diámetro y 14,5 mm de longitud). (Figura 16)

El implante de la casa comercial OXTEIN[®] S.L. L35 de 3,3 mm de diámetro, es un tipo de implante con una morfología, al igual que su homólogo el L6, con forma troncocónica, pero con una conexión hexagonal interna. Presentando una dimensión del

hexágono interno de 2,43 mm de diámetro x 2,30 mm de altura en plataforma de 3,5 mm.

El implante presenta una modificación de plataforma (“Platform Switching”) respecto al ancho del implante en su porción coronal, debido a que a pesar de tener en el cuerpo unas dimensiones de 3,3 mm de diámetro, en la porción coronal del mismo se ensancha obteniendo unas dimensiones de 3,75 mm de diámetro y por tanto una reducción en la zona de la plataforma a 3,5 mm. Por lo que puede decirse que el implante presenta una reducción de plataforma de 0,25 mm repartidos a ambos lados, o lo que es lo mismo, un cuello de 0,125 mm entre el ancho del implante y el límite de la plataforma.

Este implante está confeccionado en una aleación de titanio, concretamente en titanio grado V ELI-2 (“Extra Low Interstitial”), con una composición de 90% de titanio, 6% de aluminio y 4% de vanadio.

Este factor es importante a tener en cuenta ya que es diferente respecto a su homólogo de conexión hexagonal externa (titanio grado IV). También cabe mencionar que tiene el mismo tratamiento de superficie que el otro primer modelo, que es conseguido mediante un proceso de arenado y doble ataque ácido, generando una macro y micro rugosidad en la superficie (Oxigena®).

En el cuerpo del implante, presenta un diseño de espiras de doble espira activa y además presenta microespiras a nivel coronal con el objetivo de aumentar el área superficial y obtener un mayor

contacto con el tejido óseo a nivel crestal. Al igual que el modelo L6, presenta un diseño de ápice radial y autoroscante con forma helicoidal.

Como se ha comentado al comienzo del apartado, se planteó el desarrollo de un estudio comparativo entre dos grupos diferenciados por el tipo de conexión. Por un lado, se examinó los implantes de conexión hexagonal externa (L6) y por el otro se hizo lo mismo con los de conexión hexagonal interna (L35). Para ello, se obtuvo una muestra de tres implantes para cada grupo ($n=6$) y estos fueron sometidos a una serie de cargas que se detallaran posteriormente.

Cabe mencionar que, como se ha comentado con anterioridad, estos implantes tienen una morfología similar entre ellos (troncocónica), así como unas dimensiones y un diseño macroscópico muy similar entre ellos, que es importante a la hora de comprobar su rendimiento (Tabla 2).

Como efecto más notorio es el tipo de conexión y, por tanto, se busca observar este factor en el comportamiento biomecánico en los implantes seleccionados.

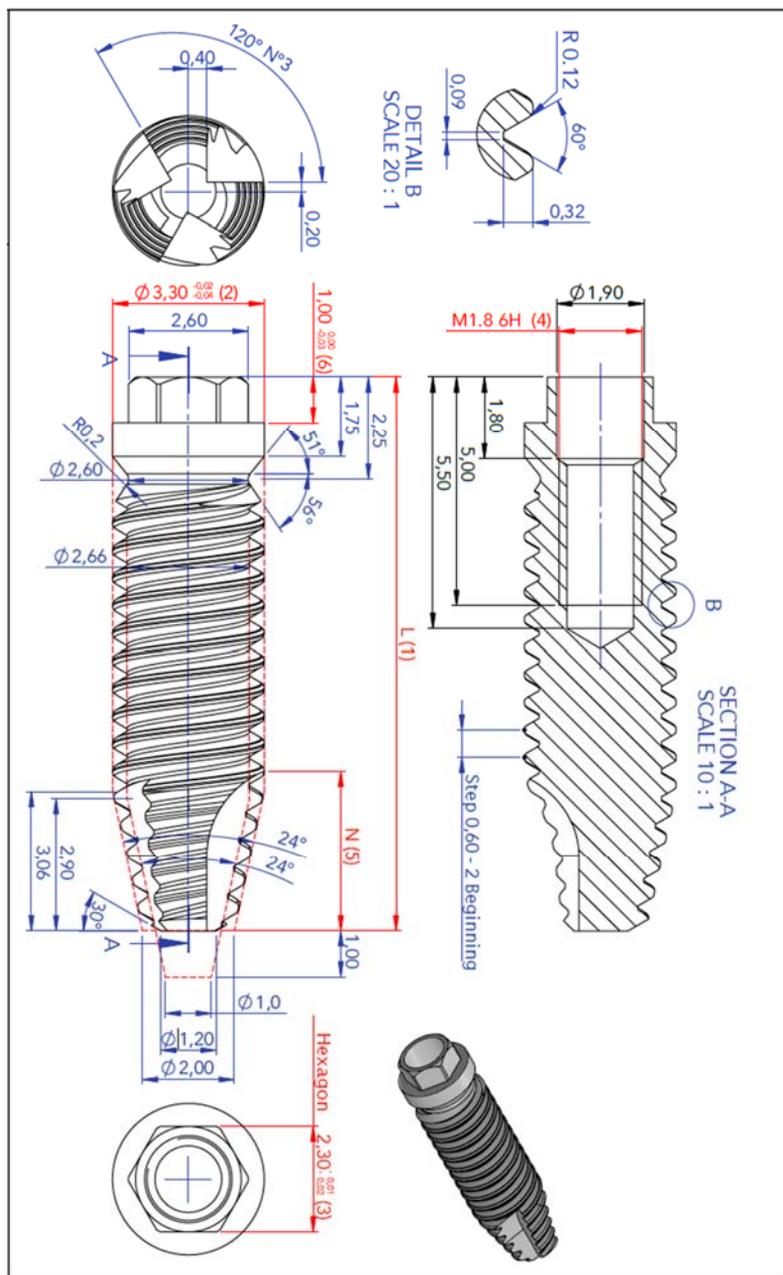


Figura 15: Diseño que representa la geometría del implante modelo L6, de conexión hexagonal externa utilizado en la muestra del estudio.

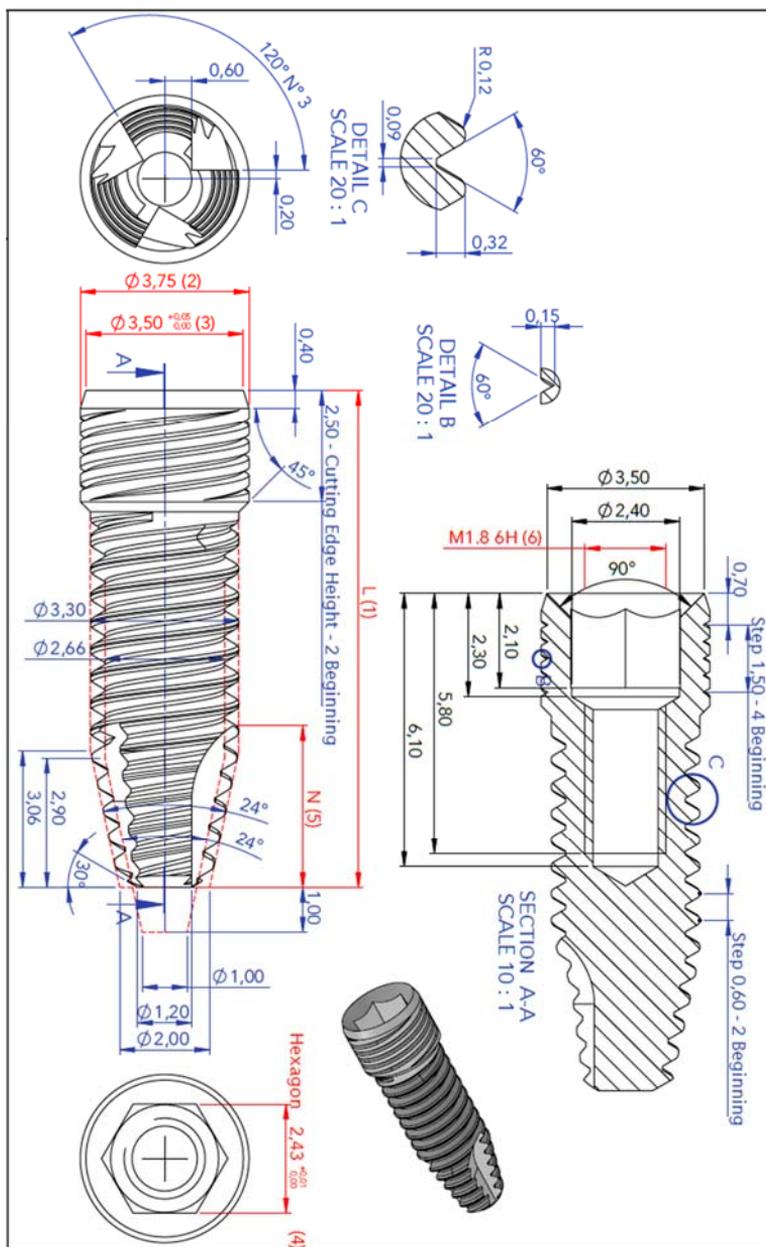


Figura 16: Diseño que representa la geometría del implante modelo L35, de conexión hexagonal interna utilizado en la muestra del estudio.

GRUPO	MODELO	TIPO	CONEXIÓN	MATERIAL	DIÁMETRO Y LONGITUD
Implante conexión externa	L6	Implante tronco-cónico	Conexión tipo Hexagonal Externa Altura 0,7 mm, Diámetro 2,7 mm	Titanio Grado IV, Trabajado en frío	Ø3,3 mm 14,5 mm
Implante conexión interna	L35	Implante tronco-cónico	Conexión tipo Hexagonal Interna Altura 2,30 mm, Diámetro: 2,43 mm	Titanio Grado V, ELI-2	Ø3,3 mm 14,5 mm

Tabla 2: Representación de las características de los diferentes implantes estudiados en el ensayo.

A la hora de analizar el comportamiento de un implante ante determinadas fuerzas hay que tener en cuenta cuál es su situación natural en la cavidad oral y las adversidades que este pueda encontrar durante la actividad clínica. Es por ello que se puede apreciar que el implante va a soportar una estructura protésica (implantoprótesis), y que una vez sea colocado dentro de la arcada, va a sufrir determinadas cargas que crearán determinadas tensiones y esfuerzos sobre el implante y la zona de unión entre el implante y el pilar protésico.

Por todo ello, hay que tener en cuenta que el implante no debe soportar cargas sobre el mismo, sino que éstas incidirán sobre la prótesis y a través de fuerzas tensionales serán transmitidas a él creando momentos flectores y estímulos de compresión que deberá poder soportar la estructura.

Por tanto, para realizar las pruebas biomecánicas pertinentes que ayuden a valorar la eficacia de los implantes y sus respectivas conexiones, así como poder hallar las diferencias entre las mismas, se debe tener en cuenta no sólo el implante de forma individual sino los mismos con una simulación de rehabilitación protésica.

Es por ello que, a la hora de realizar las pruebas de esfuerzo se debe tener en cuenta que el sistema esté formado por un implante y un pilar-muñón protésico de una determinada altura, y éstos a su vez deben estar unidos por un tornillo de unión.

Este tipo de simulaciones se deben de contemplar con ciertas características que correspondan con la situación clínica más

parecida que pueda tener lugar en la cavidad bucal. Es por esto que, en estas situaciones, se utiliza un sistema estandarizado para así poder calcular una posible situación clínica en situación desfavorable para la rehabilitación implantológica, que ayude a unificar criterios a la hora de evaluar los diferentes sistemas de implantes en los estudios *in vitro*.

El sistema realizado para determinar el tipo de fuerzas que se aplicaron al complejo implante-pilar fue el estándar de prueba UNE-EN ISO 14801.⁷¹ Este estándar determina que la muestra del ensayo (el implante) debe ser insertado en una estructura de soporte con forma cilíndrica. En este caso la estructura era de aluminio, dejando al implante sumergido dentro del soporte y con 3 mm del mismo sobresaliendo del soporte por la parte superior de éste y con una angulación de 30 grados (Figura 17).

Sobre el implante se coloca un pilar protésico, y éste será atornillado a través de un tornillo de unión protésico al implante, y sobre este pilar se inserta un muñón. Todo el complejo (pilar más muñón), será sobre el que incidirán las fuerzas con una angulación de 30 grados respecto a una línea perpendicular a la línea horizontal (Figuras 18-25).

Una vez montada la estructura anteriormente descrita se realizaron una serie de pruebas con el fin de determinar la resistencia biomecánica de dichos complejos implante-prótesis, así como sus diferencias. Estas pruebas son llamadas: caracterización estática y caracterización dinámica; finalmente se desarrolló una

caracterización dimensional sobre la estructura de soporte a partir de los resultados obtenidos en las pruebas anteriores.

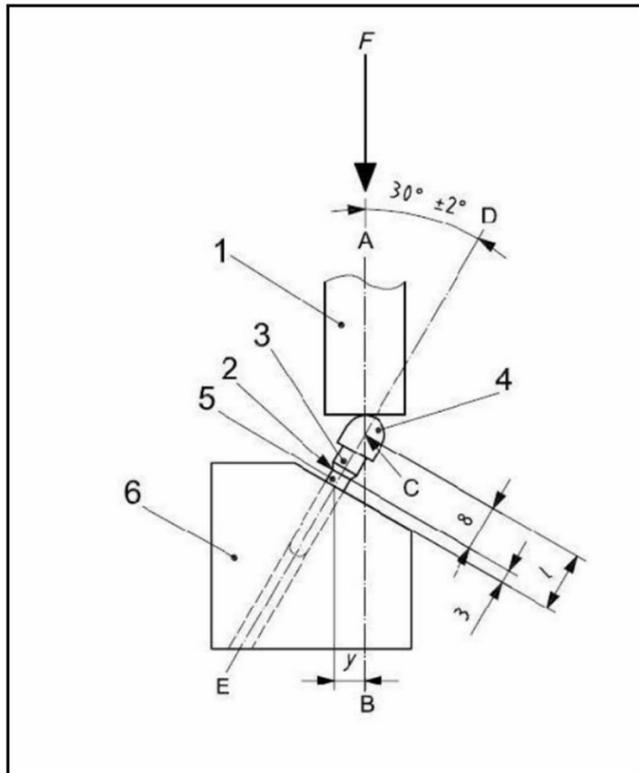


Figura 17: Esquema de la carga

Leyenda de esquema

- 1 Máquina istagilma
- 2 Conexión implante
- 3 Pilar protésico
- 4 Muñón
- 5 Zona cervical cuerpo del implante
- 6 Soporte

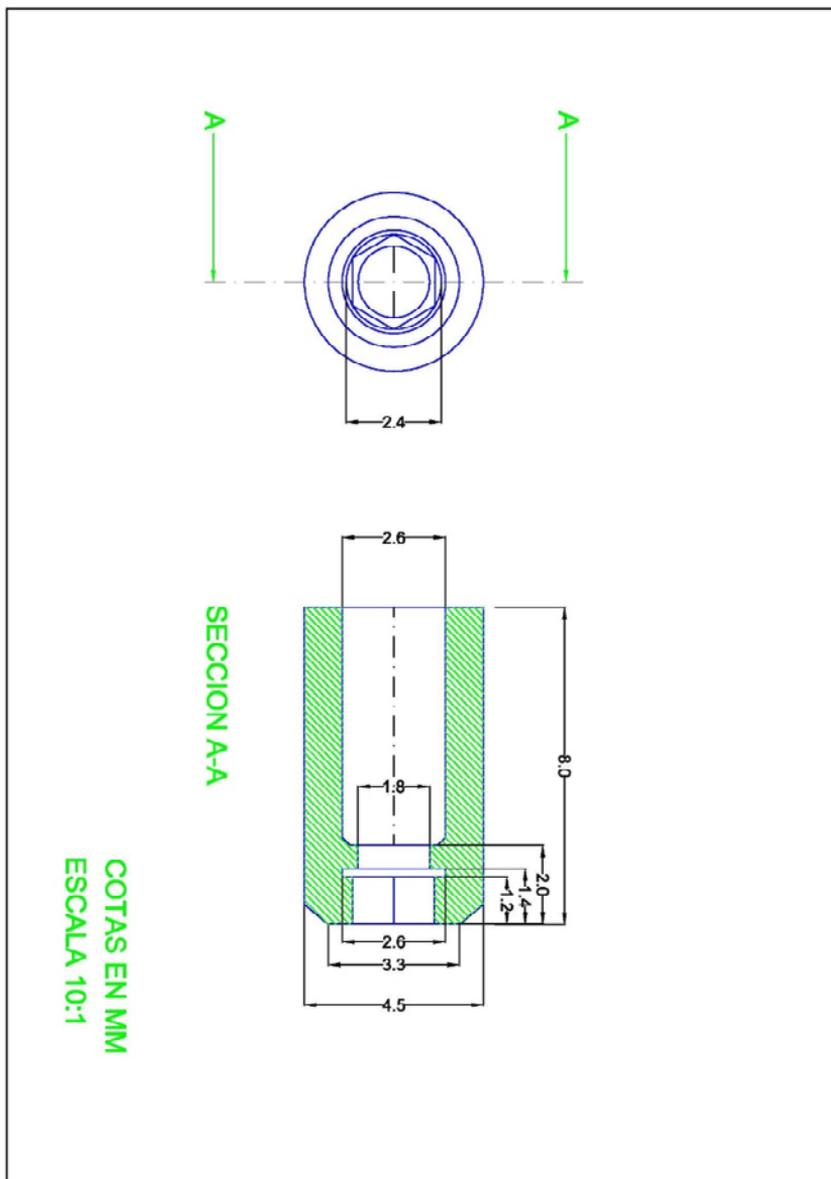


Figura 18: Diseño que representa la geometría del aditamento protésico del implante modelo L6 de conexión hexagonal externa utilizado en la muestra del estudio.

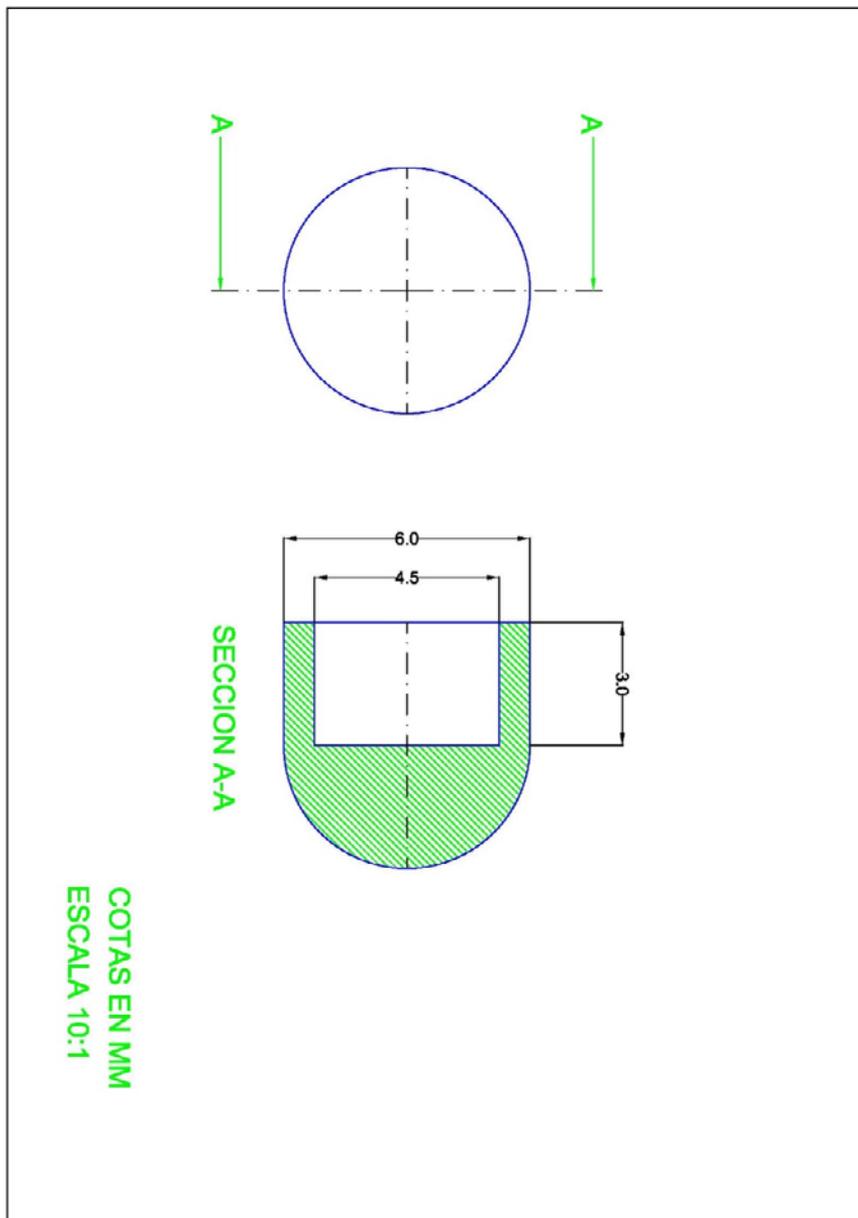


Figura 19: Diseño que representa la geometría del muñón insertado sobre el aditamento protésico del implante modelo L6 de conexión hexagonal externa utilizado en la muestra del estudio.

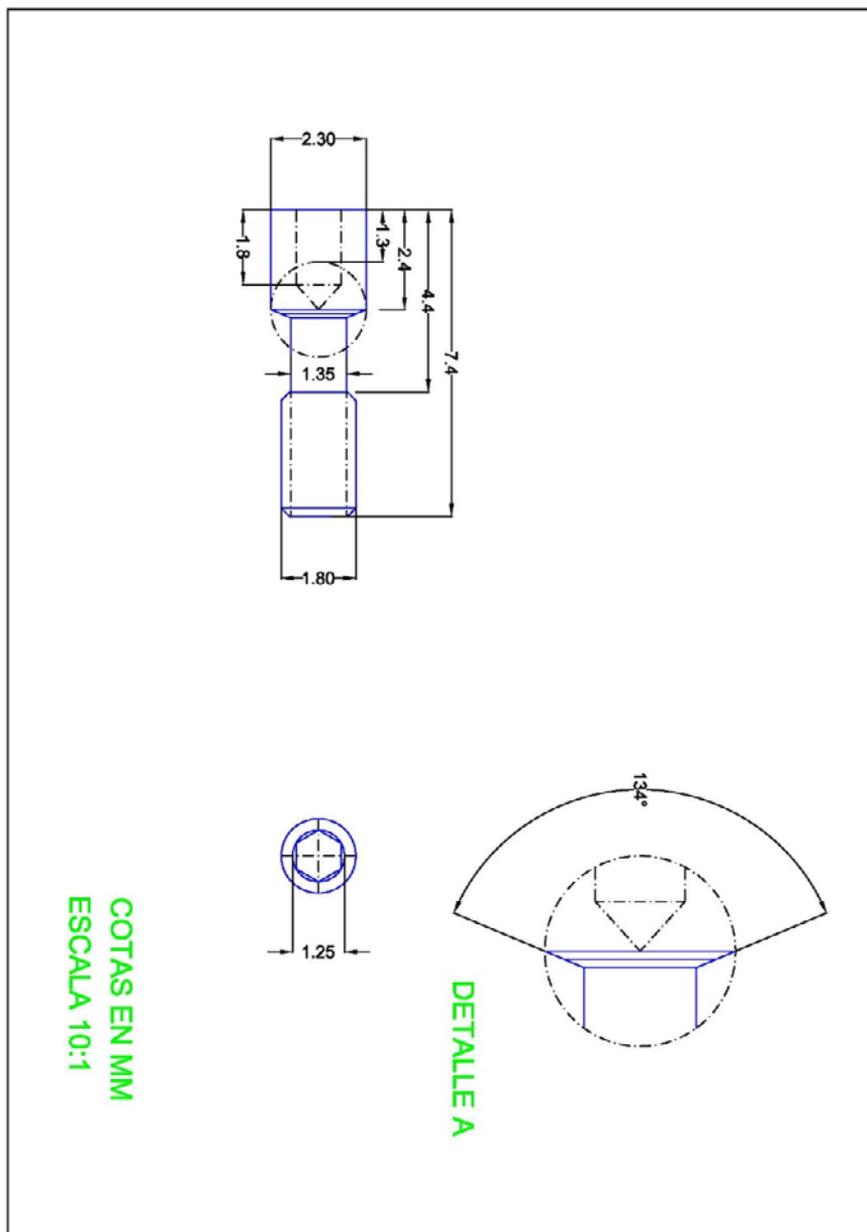


Figura 20: Diseño que representa la geometría del tornillo de unión referente al implante modelo L6 de conexión hexagonal externa utilizado en la muestra del estudio.

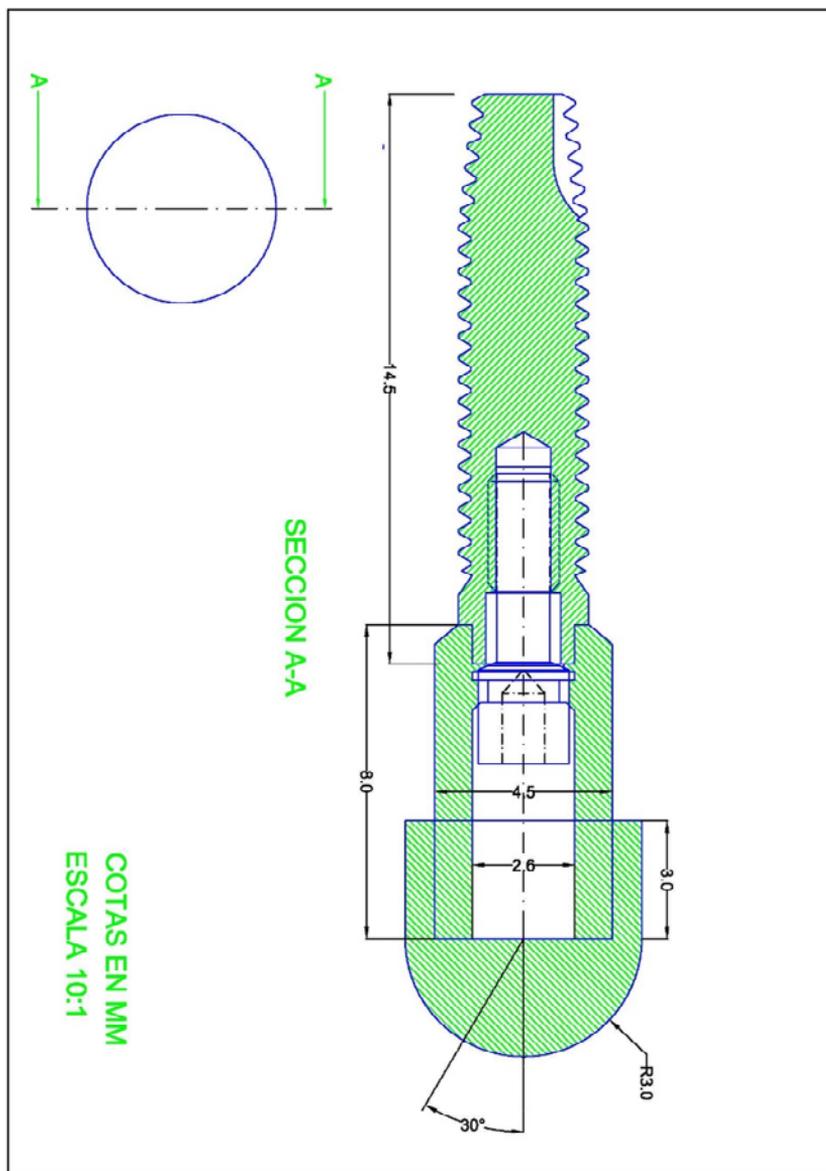


Figura 21: Diseño que representa la geometría del complejo implante-pilar-muñón del modelo L6 de conexión hexagonal externa utilizado en la muestra del estudio.

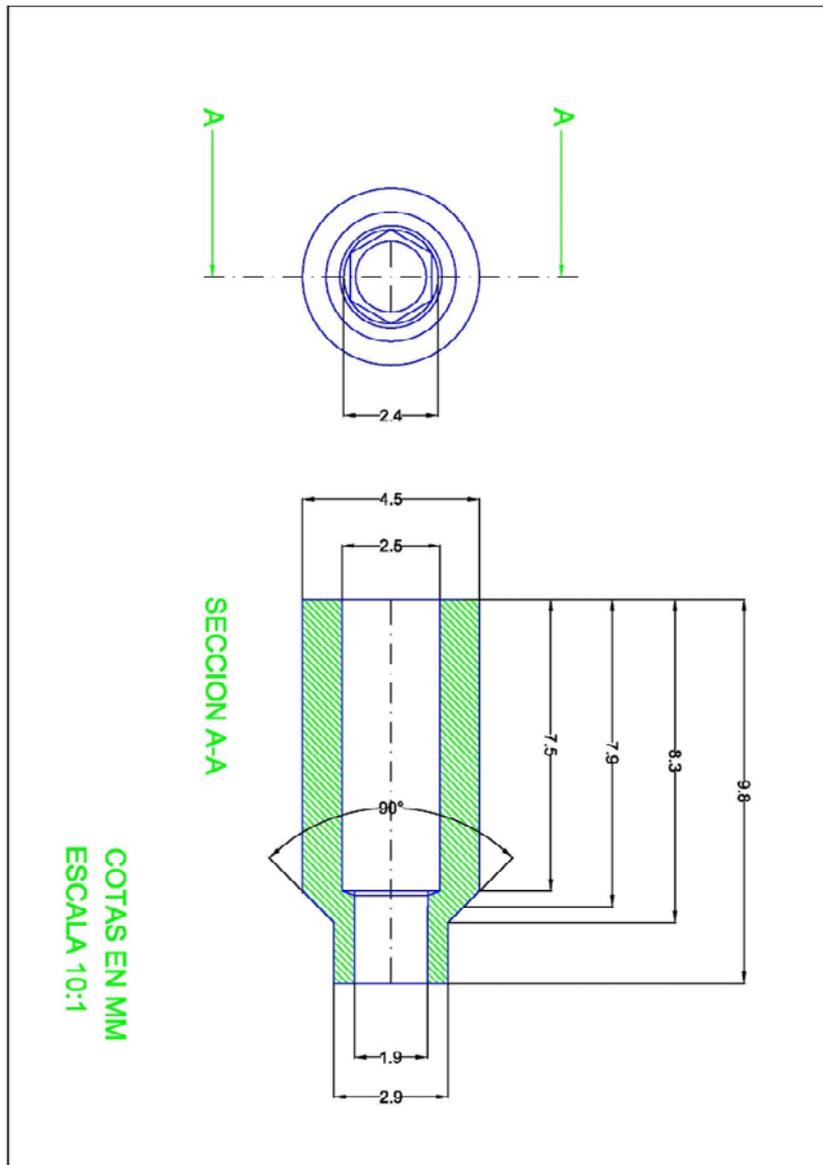


Figura 22: Diseño que representa la geometría del aditamento protésico del implante modelo L35 de conexión hexagonal interna utilizado en la muestra del estudio.

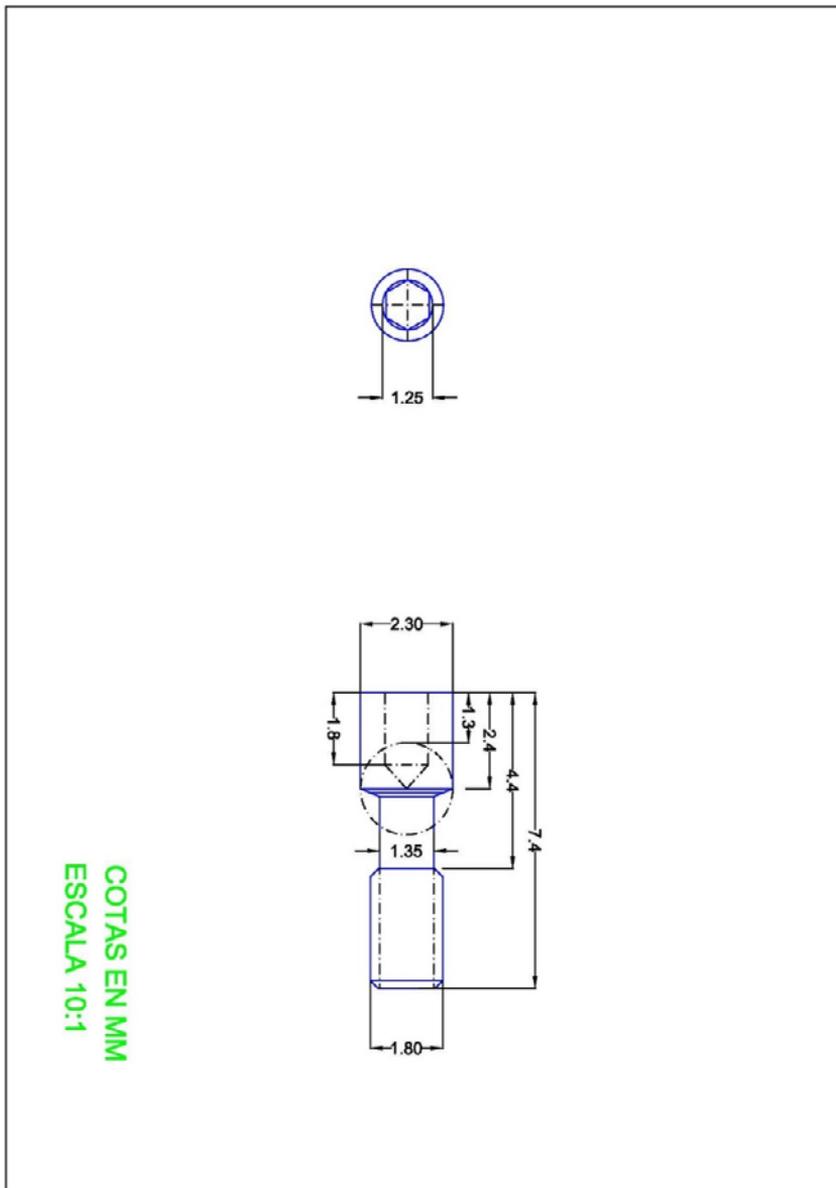


Figura 23: Diseño que representa la geometría del tornillo de unión referente al implante modelo L35 de conexión hexagonal externa utilizado en la muestra del estudio.

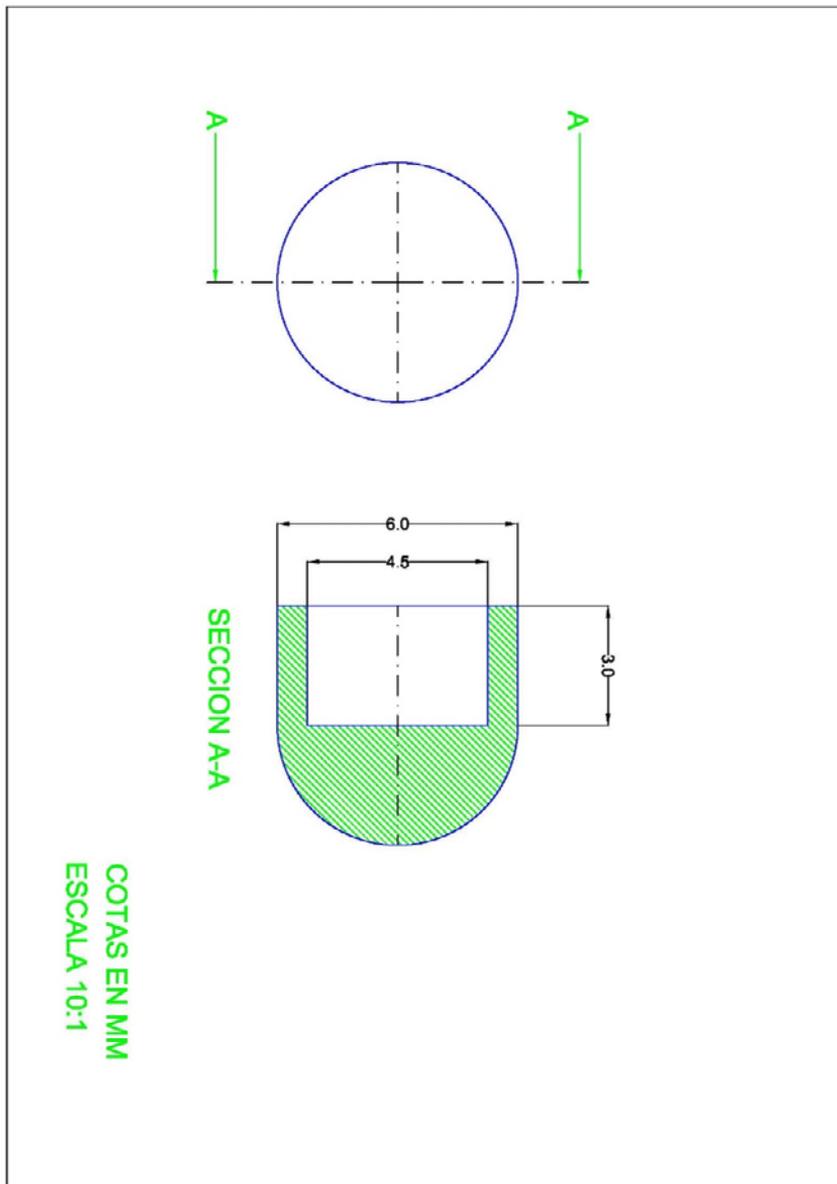


Figura 24: Diseño que representa la geometría del muñón insertado sobre el aditamento protésico del implante modelo L35 de conexión hexagonal interna utilizado en la muestra del estudio.

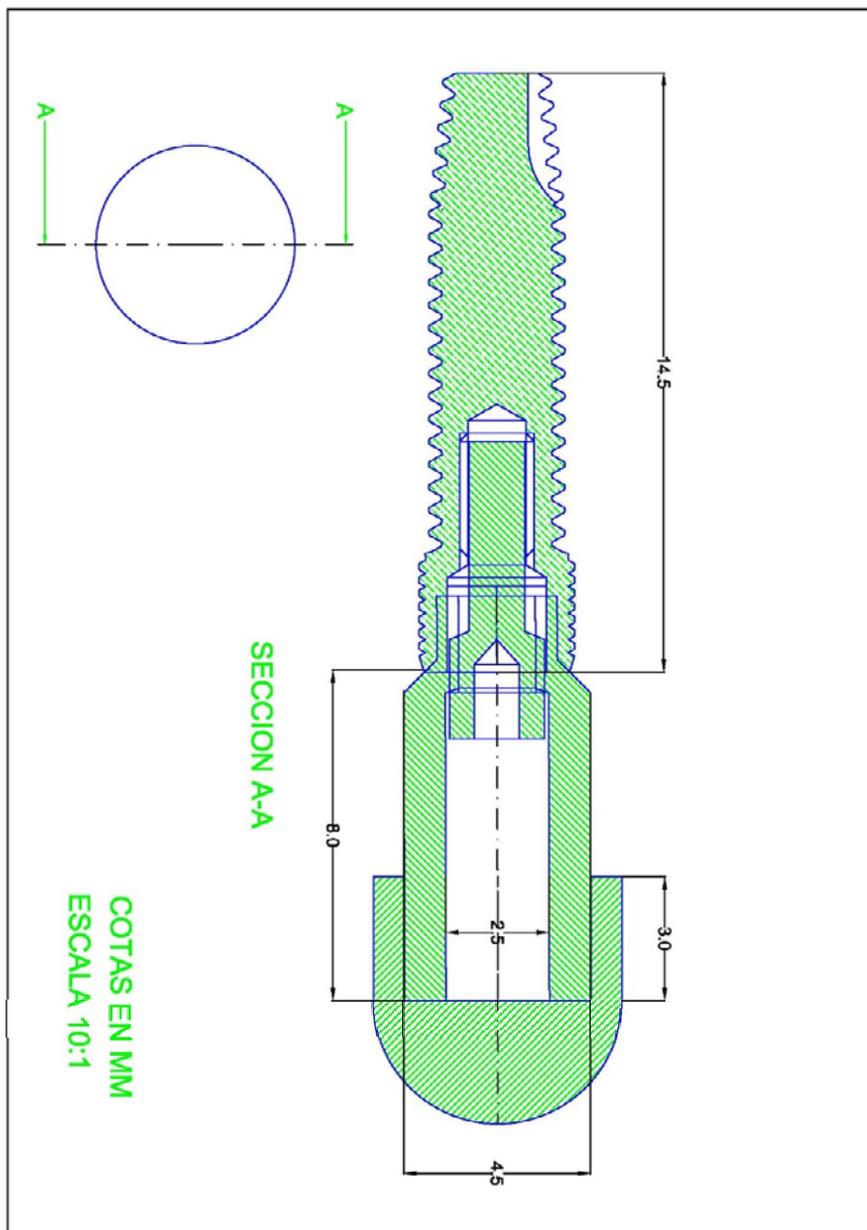


Figura 25: Diseño que representa la geometría del complejo implante-pilar-muñón del modelo L35 de conexión hexagonal interna utilizado en la muestra del estudio.

CARACTERIZACIÓN ESTÁTICA

Para llevar a cabo la prueba de caracterización estática, se utilizó una máquina de prueba estática y dinámica Italsigma FPF (Italsigma SRL, Forli, Italia) uniaxial con una celda de carga AeP TC4500 de 5 kN con una capacidad máxima de 5 kN y clase 0.5 según UNE-EN ISO 7500-1 (Tabla 3).¹⁶⁵

La aplicación de la carga se produjo utilizando un sistema capaz de eliminar los enlaces laterales generados durante la prueba y utilizando los sistemas de centrado apropiados para así evitar posibles desplazamientos y poder desarrollar la misma en condiciones óptimas.

La distancia entre la superficie de carga y la celda de carga fue de 50 mm (Imagen 5). Además de esto, la prueba se realizó prefijando los parámetros a una velocidad de prueba de 0,2 mm / min y una precarga de 2 N.

La temperatura a la cual se analizaron las diferentes pruebas permaneció dentro del rango de $20\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 5\text{ }^{\circ}\text{C}$ para todos los implantes estudiados (número de ensayos: $n = 3$, y $n = 3$), que es la establecida por el estándar de prueba UNE-EN ISO 14801 que conduce a fracturas o deformaciones permanentes para la carga más alta aceptable.⁷¹



Imagen 5. Fotografía realizada en el establecimiento en el que se desarrolló, la configuración de prueba utilizada durante la caracterización estática.

TIPO DE PRUEBA	INSTRUMENTO	ESTADO DE CALIBRADO
CONDICIONES AMBIENTALES	Termohigrómetro Marca: Delta Ohm Modelo: HD2101.1 S/N: 08031075 (IT016)	Certificados de Calibrado: LAT 238 n° 1233-15 Kiwa cermet Italia
CARACTERIZACIÓN ESTÁTICA	Máquina uniaxial para pruebas dinámicas Marca: Italsigma Modelo: FPF S/N: 136 (IM129)	Certificados de calibrado: LAT 052 n° 1603695FSI
CARACTERIZACIÓN DINÁMICA	Celda de carga Marca: AeP Modelo: TC4500 S/N: 320598 f.s. 5kN	
CARACTERIZACIÓN DIMENSIONAL	Máquina de medición con coordenadas Marca: Mitutoyo Modelo: Legex 9106 S/N: 0007004C (ID200)	Certificados de calibrado: LAT 052 n° 1514994DSI

Tabla 3: Tabla esquemática en la que puede apreciarse la representación de los instrumentos y el estado de calibrado de los mismos que se utilizaron durante el desarrollo de las diferentes pruebas durante el ensayo.

CARACTERIZACIÓN CON CARGA

DINÁMICA

El estándar de prueba UNE-EN ISO 14801 determina que la carga a aplicar en la prueba de esfuerzo dinámico se calcula con respecto al resultado obtenido de una prueba de caracterización estática realizada con el mismo esquema de carga que ha tenido lugar en dicha prueba.⁷¹

Por lo tanto, posteriormente, una vez que se realizó la prueba estática y para llevar a cabo la prueba de esfuerzo dinámico, como se mencionó anteriormente, la máquina de prueba uniaxial Italsigma FPF (Italsigma SRL, Forli, Italia) se usó para pruebas estáticas y dinámicas, con la misma configuración que se había utilizado para la caracterización estática.

La norma UNE-EN ISO 14801 también determina que los valores de la amplitud de la carga que se aplicará a la prueba se obtienen a partir de pruebas estáticas realizadas en muestras del mismo tipo.⁷¹ En relación con la forma en que se realiza la carga, en el estándar ISO se hace referencia a ellas como las situaciones más dañinas desde una perspectiva biológica: cargas oblicuas con un componente lateral importante, y suponiendo una pérdida de tres milímetros en la cortical. Todo esto para garantizar que el producto pueda funcionar correctamente incluso en las condiciones biológicas más inadecuadas (Imagen 6).

Además, las pruebas se llevaron a cabo controlando la carga de acuerdo con la ley sinusoidal, con un límite de longitud infinita establecido en 5,000,000 ciclos. La carga aplicada se ajustó al 10% de la carga máxima permitida en el experimento de carga estática como establece UNE-EN ISO 14801.⁷¹

La prueba se consideraría aprobada si el componente no presentara defectos estructurales y / o deformaciones permanentes en la superficie de la tapa esférica ni de ninguno de los componentes de la rehabilitación compuesta por implante, pilar protésico y tornillo de unión. Al mismo tiempo, también debe enfatizarse que el botón de carga no debe haberse colapsado y / o desgastado.

Al igual que se argumentó para la prueba de caracterización estática, la temperatura a la que se analizaron las diferentes pruebas permaneció dentro del rango de $20\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 5\text{ }^{\circ}\text{C}$ para todos los implantes estudiados (número de ensayos: $n = 3$, $n = 3$ y $n = 3$).

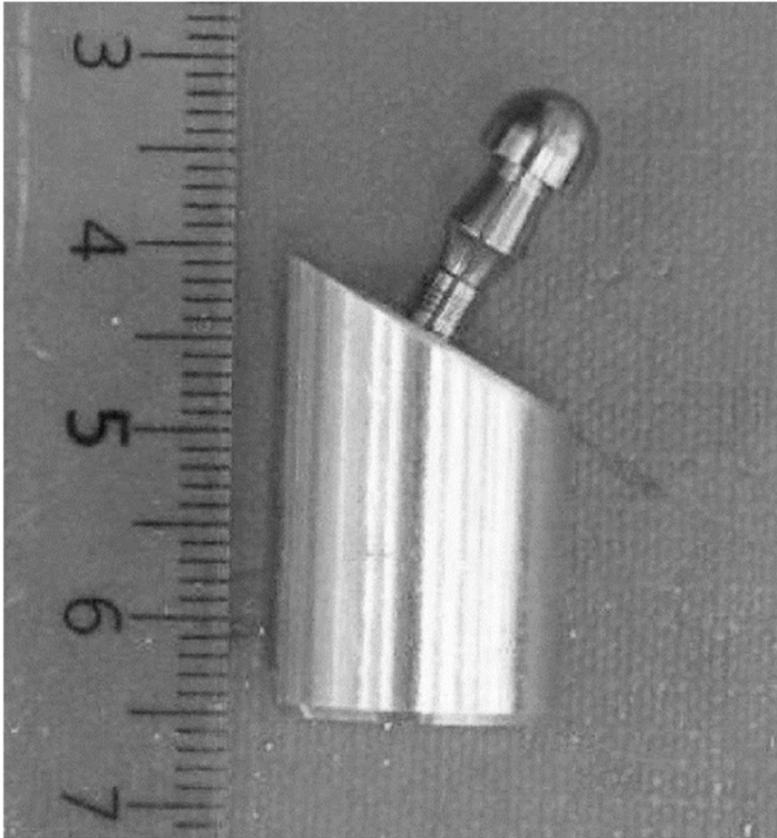


Imagen 6. Muestra antes de la prueba, en la que puede apreciarse como el implante se encuentra con tres milímetros en su porción coronal externo al soporte y con una angulación determinada para recibir cargas oblicuas.

CARACTERIZACIÓN DIMENSIONAL

DESPUES DEL ESTUDIO DE CARGA

DINÁMICA

Posterior a las pruebas de caracterizaciones estáticas y dinámicas, para evaluar el momento flector y la carga de compresión aplicada durante las pruebas realizadas en las muestras examinadas, fue necesario caracterizarlas dimensionalmente.

Es por ello que, usando los parámetros dimensionales medidos en los componentes que pasaron la prueba y que se describen en la siguiente sección, es posible determinar el momento flector aplicado durante las pruebas.

El momento de flexión se entiende como un momento de fuerza resultante de una distribución de tensiones en una sección transversal de una pieza de prueba prismática doblada o una placa perpendicular al eje longitudinal a lo largo del cual se produce la flexión.

La carga de compresión es la carga que produce la tensión a la que está sometido un cuerpo mediante la aplicación de fuerzas que actúan en la misma dirección y tienden a acortarlo.

ESTADÍSTICA

Se establecieron los valores máximos y mínimos obtenidos en las diferentes pruebas, así como se calculó el valor medio de amplitud de los momentos flectores y estímulos de compresión para la prueba de caracterización dimensional.

El análisis estadístico de los datos obtenidos en las pruebas se resumió en medidas de centralidad y dispersión para cada variable registrada en el ensayo (media y desviación estándar).

Finalmente, los valores de ambos grupos de estudio se compararon mediante la prueba U no paramétrica de Mann-Whitney para encontrar diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$).

RESULTADOS

CARACTERIZACIÓN ESTÁTICA

Los resultados obtenidos durante la prueba de caracterización estática para cada conexión de implante (interna hexagonal y externa hexagonal), correspondieron en tres resultados diferentes (implantes) para cada tipo (con un total de seis implantes analizados). Se observaron resultados de mayor resistencia en la conexión interna hexagonal respecto a la conexión externa hexagonal (Tabla 4).

Los valores correspondientes estuvieron entre 610,9 N y 986,1 N para los implantes que poseían en su geometría la conexión hexagonal externa (Figura 26). Por otro lado, se obtuvieron unos valores comprendidos entre 1263,6 N y 1324,0 N para aquellos implantes con la conexión hexagonal interna (Figura 27). Los resultados obtenidos en esta prueba fueron estadísticamente significativos entre ellos ($p = 0,011$).

Es importante resaltar que, además de presentar los implantes con una conexión hexagonal interna valores más elevados que los de conexión externa, los resultados obtenidos por la conexión hexagonal externa presentaron una mayor dispersión (desviación estándar $\pm 188,60$) que por los implantes de conexión interna (desviación estándar $\pm 31,77$).

Conexión	Muestras en Prueba	F_{\max} (N)
Externa Hexagonal	N-1	986.1
	N-2	610.9
	N-3	764.8
	Total	787.26 ± 188.60
Interna Hexagonal	N-1	1277.6
	N-2	1263.2
	N-3	1324.0
	Total	1288.26 ± 31.77

Tabla 4: Representación de los resultados obtenidos en el ensayo de carga máxima determinados en la prueba estática (F = Fuerza).

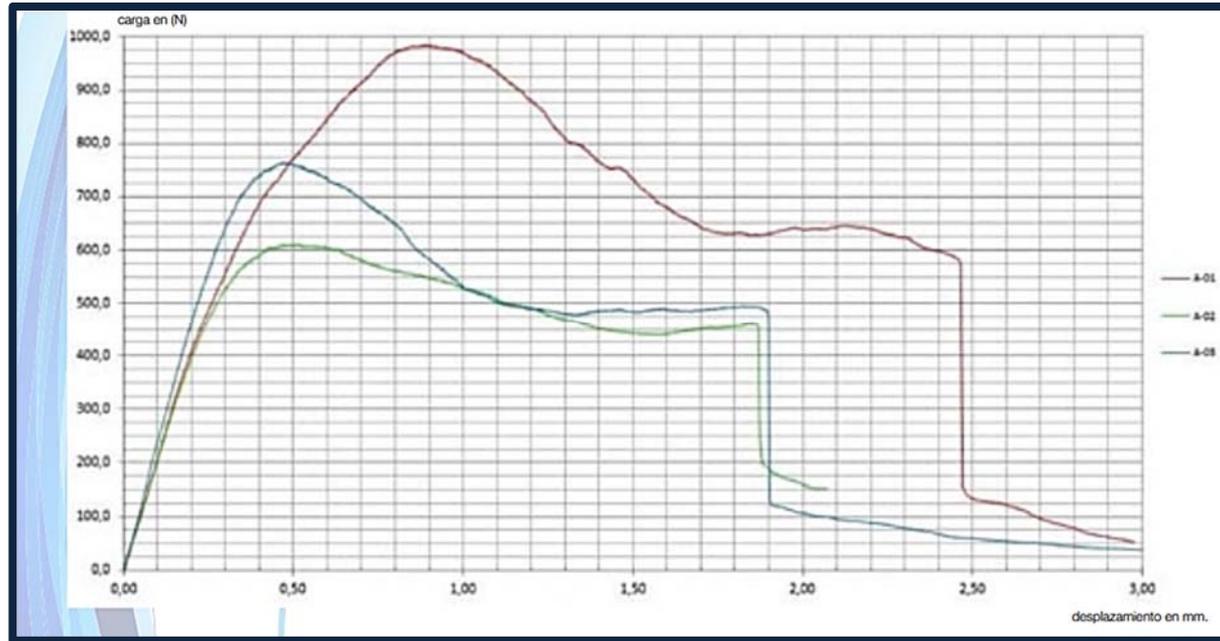


Figura 26: Gráfico de representación de la prueba de caracterización estática FUERZA-DESPLAZAMIENTO de los implantes de conexión hexagonal externa.

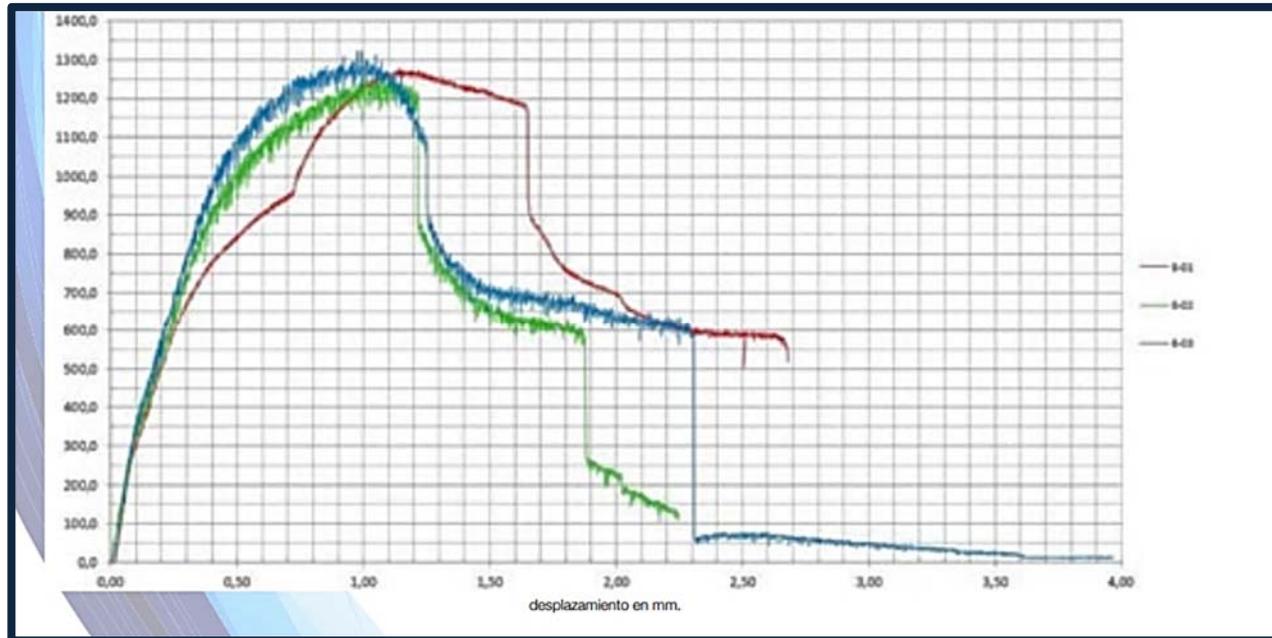


Figura 27: Gráfico de representación de la prueba de caracterización estática FUERZA-DESPLAZAMIENTO de los implantes de conexión hexagonal interna.

CARACTERIZACIÓN CON CARGA

DINÁMICA

Como se argumentó en el apartado Material y Método, tras llevar a cabo las pruebas de caracterización estática sobre los implantes de muestra, se realizó la caracterización de tensión dinámica, controlando la carga de acuerdo con la ley sinusoidal, con un límite de longitud infinita, establecido en 5.000.000 ciclos.

Para la prueba se hizo uso, como se comentó en el apartado anterior, de la máquina monoaxial para pruebas estáticas y dinámicas Italsigma (Italsigma SRL, Forli, Italia) con la misma configuración que se utilizó para la ejecución de la “Caracterización estática”. La norma UNE-EN ISO 14801 prevé que los valores de amplitud de carga que hay que aplicar a la prueba resulten obtenidos de pruebas estáticas realizadas sobre muestras del mismo tipo.⁷¹

Para las pruebas de caracterización dinámica se utilizó un valor inferior al 80% de la Fuerza media obtenida de la media de las cargas (FMax). El estímulo mínimo se estableció en un 10% del resultado obtenido en la prueba de la caracterización estática. Siendo, por tanto, el estímulo mínimo F_{min} el 10 % del estímulo máximo F_{max} ($R=0,1$). (Tabla 5).

Tras someter la muestra de los implantes de conexión hexagonal externa por 5.000.000 de ciclos siendo el máximo estímulo de $165,0 \pm 135,0$ N, la prueba se consideró aprobada, debido

a que, ninguno de los componentes analizados presentó defectos estructurales y/o deformaciones después de las pruebas. Además, también se analizó el botón de carga y no presentó ningún tipo de colapso y/o desgaste.

Por otro lado, la muestra de los implantes de conexión hexagonal interna soportó por 5.000.000 de ciclos el máximo estímulo de $110,0 \pm 90,0$ N carga máxima para la prueba de caracterización dinámica.

Al igual que para los implantes de conexión hexagonal externa, los implantes de conexión hexagonal interna obtuvieron resultados altamente satisfactorios ya que ninguno de sus componentes analizados presentó defectos estructurales y/o deformaciones tras la finalización de las pruebas dinámicas.

MUESTRA	Carga Máxima F_{máx} / N	Carga Máxima F_{min} / N	Frecuencia / Hz	Muestra 1	Muestra 2	Muestra 3
EXTERNA HEXAGONAL	300	30	15	0	0	0
INTERNA HEXAGONAL	200	20	15	0	0	0

Tabla 5: Representación de los resultados obtenidos en la prueba de caracterización de carga dinámica. El estímulo mínimo F_{min} ha sido el 10 % del estímulo máximo F_{max} (R=0,1).

X: componentes rotos (número de ciclos realizados)

O: componentes no rotos que han alcanzado los 5.000.000 de ciclos

CARACTERIZACIÓN DIMENSIONAL

Los resultados obtenidos en la caracterización dimensional fueron bastante relevantes. Para evaluar el momento flector y la carga de compresión aplicados durante las pruebas efectuadas en los dos tipos de muestra sometidas a examen de cada grupo de implantes fue necesario caracterizarlos dimensionalmente (Tabla 6).

Los valores promedio de momento flector fueron $898,26 \pm 6,00$ Nmm para los implantes con conexión hexagonal externa y $604,10 \pm 16,50$ Nmm para aquellos con conexión hexagonal interna.

Por otro lado, los valores promedios de estímulo de compresión fueron $142,53 \pm 0,15$ N para los implantes con conexión hexagonal externa, y de $94,93 \pm 0,45$ N para los implantes de conexión hexagonal interna.

Estos resultados presentan un valor a recalcar ya que, tanto las diferencias entre los valores descritos para ambos grupos para el momento flector como para el estímulo de compresión fueron estadísticamente significativas ($p < 0,001$), aportando mejores propiedades biomecánicas a la conexión interna hexagonal frente a la conexión hexagonal externa. Sin embargo, hay que tener en cuenta también que otros datos no mostraron significación estadística (fuerza máxima, longitud, distancia y ángulo) entre la conexión hexagonal interna y hexagonal externa.

		Externa Hexagonal		Interna Hexagonal		p
		Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar	
Momento flector/ Nmm	M med	898,26	6,00	604,10	16,50	<0,001
	M din +/-	734,70	5,26	494,23	13,51	<0,001
	M max	1630,20	7,11	1098,33	30,02	<0,001
	M min	163,36	1,05	109,83	3,03	<0,001
Estímulo de compresión	FC med	142,53	0,15	94,93	0,45	<0,001
	FC din +/-	116,70	0,10	77,66	0,35	<0,001
	FC max	259,33	0,15	172,60	0,80	<0,001
	FC min	25,90	0,00	17,26	0,05	<0,001
F max (N)		787,26	188,60	1288,26	31,77	0,011
Longitud		10,84	0,09	10,87	0,15	0,768
Distancia		5,44	0,03	5,49	0,15	0,642
Ángulo		30,28	0,27	30,06	0,48	0,537

Tabla 6: Representación esquemática de los resultados obtenidos en el ensayo durante la prueba dinámica y la caracterización dimensional en ambos grupos de estudio. (Mmed: momento flector medio en Nmm; Mdin: amplitud media del momento flector dinámico en Nmm; M: momento; CS: estímulo de compresión).

DISCUSIÓN

El objetivo de este estudio fue comparar el comportamiento biomecánico de la conexión hexagonal interna frente al de la conexión hexagonal externa en los implantes endoóseos cuando eran sometidos a una serie de cargas.

En este sentido, la comparación de dos tipos de implantes del mismo fabricante es un punto fuerte del estudio, dado que es una medida efectiva para controlar los sesgos relacionados con el proceso de fabricación, que es compartido por ambos tipos de muestra. Por ello, no se utilizó implantes dentales de diversas marcas, con la intención de poder comparar el comportamiento biomecánico del hexágono interno frente al hexágono externo en un mismo tipo de implante dental con las características específicas de fabricación y diseño lo más similares posibles.

Aunque el uso de implantes dentales con similares características de la misma marca para el desarrollo del estudio fue un factor a tener en cuenta, cabe mencionar que entre el implante de hexágono externo y el de hexágono interno existen diferencias en cuanto al material de fabricación en el cual son confeccionados, así como también pueden apreciarse ciertas diferencias geométricas que pueden influir en el comportamiento biomecánico de los mismos ante situaciones de estrés.

Referente al factor del material en que están confeccionados los implantes analizados en el presente ensayo, en primer lugar, como se ha comentado en apartados anteriores, el implante de conexión hexagonal externa (L6) esta confeccionado en titanio grado IV

trabajado en frío. El titanio grado IV comercialmente puro presenta en determinadas situaciones clínicas una resistencia a la carga insuficientes.¹⁶⁶ Fundamentalmente este hecho puede tener lugar en aquellas situaciones clínicas en las que se reclama una mayor demanda de resistencia a la fatiga, como es el caso de los sectores posteriores o cuando se utilizan implantes de un diámetro menor.^{167,168}

Es por ello que, para aumentar la resistencia del titanio, en este caso del titanio grado IV, se utiliza la técnica de trabajo en frío. Esta técnica, también conocida como “técnica de rolado”, realiza un procedimiento de refuerzo por compactación, aumentando sus características mecánicas y por tanto la resistencia a la fatiga.¹⁶⁹

En segundo lugar, se encontraría el implante de conexión hexagonal interna (L35) confeccionado en titanio grado V (TiAl6V4-Eli). El titanio Grado V es una aleación de titanio con un 6 % de aluminio y un 4 % de vanadio. Esta aleación se ha demostrado en numerosos estudios que aporta una elevada resistencia biomecánica frente a las cargas, lo cual permite la elaboración de implantes dentales y aditamentos protésicos de diámetro más reducido.¹⁶⁹

Aunque tanto el material de uno como el del otro tipo de implante presentaron unas características biomecánicas óptimas frente a las diferentes fuerzas aplicadas se ha de tener en cuenta que son materiales diferentes y por tanto podría ser una fuente de sesgo dentro del estudio. Es por ello que sería interesante realizar investigaciones futuras en las que los dos tipos de implantes con

conexiones protésicas diferentes, presentasen el mismo material de elaboración.

En referencia a las diferentes geometrías, aunque los implantes analizados perteneciesen a la misma casa comercial y se utilizasen aquellos con un diseño geométrico lo más similar posible entre los mismos, es cierto que, entre un tipo y otro pueden apreciarse pequeñas diferencias geométricas, fundamentalmente en la zona de la cabeza del implante.

Estas diferencias entre ambos tipos juegan un papel en beneficio de la conexión hexagonal interna. Y es que a pesar de que, en el cuerpo, ambos sistemas presentan un diámetro de 3,3 mm, lo cierto es que, en el caso del implante con conexión hexagonal interna puede apreciarse como sufre un ensanchamiento en la zona de la cabeza del implante hasta conseguir un diámetro de 3,75 mm. Esto puede producir, como se ha argumentado en numerosos estudios, una mayor disipación de la fuerza debido a la mayor presencia de superficie, lo que se traduce en una mayor resistencia biomecánica al estrés frente a determinados tipos de fuerza.^{67,119-121}

Además, también cabe añadir que, las conexiones de ambos implantes no poseen el mismo diámetro, presentándose un diámetro de 3,5 mm para la conexión hexagonal interna frente a 3,3 mm para la conexión hexagonal externa. Esto, al igual que la presencia de un mayor diámetro de la cabeza del implante puede apreciarse como una desventaja de un tipo de implante frente a otro.

Otra diferencia geométrica a tener en cuenta es la presencia de microespiras en la cabeza del implante que posee la conexión hexagonal interna. Este factor es importante a la hora de la disipación de las tensiones acumuladas por la carga, ya que como se ha publicado en diversos estudios, la presencia de estas microespiras aumenta la superficie del implante en la zona crítica y ayudan, por tanto, a una mejor dispersión de las fuerzas y, por ende, aumentan la resistencia del componente rehabilitador.¹⁴¹⁻¹⁴³

Sin embargo, a pesar de estas pequeñas diferencias, cabe añadir que ambos sistemas de implantes superaron la prueba satisfactoriamente.

Por otro lado, cabe mencionar que las dimensiones de ambos implantes analizados en el estudio fueron de un diámetro estrecho (3,3 mm). Esto es debido a que se intentó realizar un ensayo en el que se simulase una situación desfavorable para poder apreciar el comportamiento biomecánico frente a determinadas cargas.

Es lógico pensar que la resistencia de un implante se ve relacionada dentro de múltiples factores con el diámetro del mismo. Y es que diversos estudios hablan de que el uso de implantes dentales de diámetro estrechos representa un riesgo importante de fractura sobre todo en determinadas situaciones clínicas.¹⁶⁶⁻¹⁶⁸

De este planteamiento nacen investigaciones que han querido cuantificar la relación entre esta característica y su efecto. Por ello se puede apreciar como estudios de diversos autores resaltan que un

implante de 3,5 mm era 5,1 veces menos resistente a la fractura que un implante de 5 mm y un implante de 6 mm obtiene 6,8 veces mayor resistencia a la fractura frente a uno estrecho de 3,5 mm.^{165,170,171}

Por otro lado, cabe mencionar que, la resistencia biomecánica de un sistema de implantes está estrechamente relacionada, no sólo con el propio implante, sino con la relación entre el implante y sus diferentes aditamentos protésicos. Ya que, al recibir las diferentes cargas en la restauración, su transmisión al implante a través de los diversos componentes será fundamental en el éxito del tratamiento.^{172,173}

De este modo, cuando un complejo implante pilar es sometido a carga no solamente sufre tensión el implante y la conexión del mismo, sino que este esfuerzo se distribuye a lo largo de todo el complejo. Es por ello que pueden surgir múltiples tipos de complicaciones como son por ejemplo el daño o afectación de la rehabilitación protésica, fractura o deformación del pilar o fractura y/o deformación del tornillo protésico de unión. Uno de los problemas más frecuentes que se pueden encontrar es este último, el aflojamiento y la fractura del tornillo de unión entre el implante y el pilar.¹⁷⁴

Este tipo de complicaciones a menudo se debe a varios factores, incluido el diseño del implante, el tipo de interfaz entre el implante y el pilar y la distribución de carga a la que está sometido. Debido a lo anterior, se podría decir que, para reducir este tipo de adversidades, el diámetro del implante que se utilizará se debe

aumentar tanto como sea posible y, además, el diseño de la unión implante-pilar debería tener una mayor resistencia a las diferentes cargas.¹⁷⁵⁻¹⁷⁷

Este tipo de factores son importantes a tener en cuenta, pero deben ser incluidos en un marco mayor y más complejo, que son las circunstancias del paciente que va a ser intervenido y tratado. De esta forma, y como ya se ha ido argumentando, el uso de implantes de diámetro más reducido nace de la necesidad de rehabilitar un determinado tramo edéntulo en el paciente y que, para poder ser utilizados implantes de diámetro mayor, son necesarios realizar procedimientos de regeneración ósea lo cual conllevará un aumento del coste, de la morbilidad y una prolongación del tiempo de tratamiento.^{178,179}

Por otro lado, también hay que colocar en una balanza el riesgo/beneficio de escoger un determinado plan de tratamiento u otro, al igual que los implantes de diámetro más reducido poseen un mayor riesgo de fallo del implante a determinadas cargas, el uso de técnicas de regeneración ósea y aumento de los tejidos circundantes al implante tampoco están exento de ello.¹⁸⁰⁻¹⁸²

Del mismo modo, al igual que los implantes de diámetro reducido, nace el planteamiento del uso de implantes con una menor longitud que la considerada inicialmente como estándar. Son los llamados implantes cortos y extracortos. Éstos, al igual que los implantes de diámetro reducido surgen ante la necesidad de tener que rehabilitar zonas en las que se pueda apreciar una escasez de

disponibilidad ósea para la inserción de un implante de una longitud deseada según unos patrones estándar determinados (mayor o igual a 8 mm).¹⁸³⁻¹⁸⁵

Y es que, en caso de no utilizar estos implantes de longitud menor al igual que en el caso de los implantes más estrechos, el profesional se ve abocado a barajar otras alternativas terapéuticas que serían, por un lado, al uso de técnicas de regeneración ósea en sentido vertical con el riesgo, la morbilidad y las desventajas que ello conlleva.^{186,187}

Por otro lado, se debería plantear el uso de técnicas que conllevan la invasión de ciertas estructuras nobles como son el seno maxilar o el nervio dentario inferior.¹⁸⁸⁻¹⁹² Otra alternativa sería la de los implantes anclados en algún arbotante anatómico.¹⁹³

Debido a este tipo de adversidades y a la necesidad del uso de determinados tipos de implantes desarrollados a partir de la demanda de determinadas situaciones clínicas, se producen ciertos desarrollos en la geometría de los implantes con el fin de que, al igual que las modificaciones en el material en las que son confeccionados, puedan soportar una mayor carga sin verse comprometida la rehabilitación implantológica en el paciente.^{194,195}

Sin embargo, actualmente no existe un diseño específico con eficacia comprobada en comparación con otras geometrías de implantes; por lo tanto, se puede encontrar una gran cantidad de

configuraciones en el mercado, lo que lo convierte en un tema de gran debate.¹⁹⁶

En el presente estudio, se realizó un análisis in vitro de un sistema de implantes (OXTEIN®). Los implantes seleccionados tienen un diseño de cuerpo de implante troncocónico y conexiones hexagonales internas y externas. El método de prueba adoptado para este estudio in vitro, como se argumentó en apartados anteriores, estaba de acuerdo con los estándares UNE-EN ISO 14801, que parecen ser extremadamente efectivos para predecir la fiabilidad biomecánica de la relación entre el implante y el pilar protésico.⁷¹

Los modelos de implantes seleccionados para el presente estudio son representativos de los tipos más comunes y actuales de macro y microdiseño de implantes. Es por ello que se consideró interesante contrastar implantes con características opuestas, tratando de aislar o minimizar los posibles sesgos relacionados con otras características, buscando dos modelos lo más similares posible, incluso compartiendo el mismo fabricante.

El implante L6 y el implante L35 comparten la misma forma (truncocónica), el mismo perfil apical y el mismo paso de rosca; Sus principales diferencias se encuentran en la parte cervical del implante, principalmente debido al diferente tipo de plataforma o conexión que presenta cada uno de estos modelos.

Dentro de la conexión externa, el hexágono utilizado por Branemark al comienzo de la implantología es el referente de este

tipo de conexión, por lo tanto, esta plataforma ha sido elegida para representar la conexión externa. En el caso de la conexión interna, hay varios formatos (cono morse, octágono, hexágono, etc.).

En esta investigación, se ha decidido escoger el hexágono para poder comparar geometrías similares, que difieren en si se mueven hacia el interior del implante (interno) o hacia su exterior (externo).¹⁹⁷ Es decir, se buscó dos grupos de comparación más similares, excepto la forma de la conexión, siendo esta interna o externa. Por supuesto, esta opción puede ser debatida y otras comparaciones pueden ser igualmente interesantes y vale la pena estudiarlas.

Las normas UNE-EN ISO 14801 sugieren una tasa de supervivencia del 100% de aquellos complejos implante-pilar que están sujetos a una carga sinusoidal con un valor del 10% de la carga máxima permitida en el experimento de carga estática como un requisito indispensable para cumplir; esto se cumplió de manera óptima en el presente estudio.⁷¹

Con respecto al análisis de los resultados según el tipo de conexión, varios estudios han demostrado que la conexión hexagonal externa no estabiliza la unión contra las cargas laterales, sino que hay un componente importante de concentración de tensión que tiene un impacto significativo en la fatiga y por tanto del sufrimiento del tornillo de unión, lo que resulta en un mayor número de complicaciones protésicas.^{198,199}

Aunque, visto de otro modo, también se dispone de estudios recientes que analizan rehabilitaciones a largo plazo en el que se han utilizado tanto conexiones externas como internas y no se han hallado diferencias estadísticamente significativas respecto a los índices de supervivencia y complicaciones biomecánicas entre un tipo y otro.^{7,10,11}

También hay que resaltar que se ha documentado en diversos estudios la diferencia de ajuste entre un tipo de conexión y de otro, siendo la conexión interna una conexión con mayor estabilidad que la conexión externa, además de añadir que, dentro de la conexión interna, existe otro tipo de diseño geométrico, como es el caso de la conexión cónica interna, que presenta mayor estabilidad entre el componente protésico y el implante que la conexión hexagonal o de otro tipo.^{200,201}

Este factor, el de la estabilidad de la conexión, jugará un papel importante desde varios puntos de vista. Por una parte, será un factor a tener en cuenta a nivel biológico, en referencia a la posibilidad de existencia de un microgap que genere una filtración bacteriana desde el implante al tejido óseo circundante, traducándose esto en una recesión del tejido óseo y por tanto en una pérdida ósea marginal en la zona más coronal del implante.^{202,203}

Desde otro punto de vista, apreciando los resultados obtenidos en el presente estudio, la presencia de una menor estabilidad entre la conexión y el aditamento protésico puede verse reflejado en una menor predicción de resistencia a la fatiga. Y es que,

si se observan los resultados obtenidos entre la conexión externa y la conexión interna, y a su vez los de cada muestra entre ambos grupos, puede apreciarse una mayor dispersión de los resultados dentro de la conexión externa, presentando una desviación estándar de mayor valor respecto a la conexión interna.

Por tanto, esta menor estabilidad existente entre la conexión externa y el aditamento protésico, se puede decir que, según los resultados de este estudio, se puede traducir en una mayor inexactitud en el cálculo de la resistencia a la fatiga cuando este complejo implante-pilar es sometido a determinadas cargas.

Por otro lado, en referencia a los implantes con una conexión hexagonal interna, se ha demostrado en diversos estudios que la transferencia de las cargas hacia el interior del implante evita una carga excesiva en el tornillo, lo que afecta menos la conexión y al tornillo de unión, y por lo tanto resulta en una menor incidencia de complicaciones.^{204,205}

No es este el objeto del estudio, pero es importante resaltar y tener en cuenta que no solamente es importante el formato de conexión de implante desde un punto de vista biomecánico (externa o interna), sino también puede ser interesante conocer el tipo de figura geométrica que se diseña en la plataforma a la hora de rehabilitar el complejo desde un punto de vista de la resistencia a la fatiga.

Es por ello que quizás sería interesante como fuente de futuras investigaciones el desarrollo del conocimiento de transmisión de fuerzas a otros tipos de plataformas que tengan en cuenta tanto tipos de conexión externa como conexión interna con diferentes modelos de geometrías. Aunque pueda parecer lo contrario, no es solamente la transmisión de fuerzas al interior del implante el factor determinante de resistencia biomecánica a la fatiga, sino que existan otra serie de factores que no se han tenido en cuenta a la hora de valorar estos parámetros.

Otro factor importante a tener en cuenta es la presencia o no de modificación de plataforma (“Platform Switching”). Esta modificación presente en el implante estudiado en el presente ensayo de conexión hexagonal interna tiene una serie de beneficios reconocidos por diversos artículos tanto desde el punto de vista biomecánico como desde un prisma biológico.²⁰⁶

Desde una observación biológica, el “Platform Switching” pretende alejar el gap generado entre el implante y el aditamento protésico de la zona en la que se encuentra el tejido óseo. Aunque también hay que resaltar que, algunos autores han detallado la necesidad de que, para que este fenómeno se produzca, el cuello existente entre el aditamento protésico y el borde del cuello del implante debe ser al menos de 0,4 mm debido a que, si es menor, la presencia de bacterias presentes en el microgap se encontraría demasiado cerca del tejido óseo, por lo que resultaría en una posible pérdida ósea.^{73,207}

Y es que, el implante de conexión hexagonal interna analizado presenta una reducción de plataforma que, aunque menor de la demandada por algunos autores para hacer frente a este complejo biológico, sí puede verse beneficiado de otros factores biomecánicos que jueguen a su favor.

Estos factores son el resultado de diversos ensayos anteriores de diversos autores que han corroborado que la presencia de una reducción de plataforma condujo a una mejor distribución de la tensión biomecánica a través del cuerpo del implante y que esta fuese transmitida de una forma más homogénea al tejido óseo circundante y de esta manera concentrando menor tensión en la zona más coronal y de la conexión del implante.^{208,209}

Esto podría interpretarse además, como una fuente de sesgo, ya que, además, de una conexión diferente entre un implante y el otro (hexagonal interna y hexagonal externa), también hay que considerar que el comportamiento biomecánico no es igual en una plataforma concordante respecto a otra con modificación de la misma de manera reducida, que, aunque no pueda resultar en unos beneficios biológicos, sí pueden hacerlo desde un prisma biomecánico de resistencia a la fatiga ante diferentes tipos de carga.

A pesar de ello, en la prueba realizada en el presente estudio, se obtuvieron resultados altamente satisfactorios tanto para las conexiones hexagonales externas como para las conexiones hexagonales internas. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que la conexión hexagonal interna presentó mejores propiedades que la

externa, y los resultados obtenidos fueron estadísticamente significativos ($p < 0,001$).

En la actualidad, existe una gran cantidad de marcas que producen implantes y aditamentos protésicos. Cada uno de ellos se caracteriza por materiales, procesos de fabricación y sistemas de calidad específicos para cada uno de los mismos, que pueden influir en el comportamiento final del producto, siempre respetando ciertos límites que permitan su aplicación clínica.

En el presente estudio se buscó minimizar estos sesgos al comparar dos productos vinculados a los mismos procesos de fabricación y control de calidad, ya que fueron fabricados por la misma marca. Evidentemente, este control de sesgo aumenta la fuerza del estudio para comparar la variable central (el tipo de conexión), aunque disminuye la extensión de los resultados a otras situaciones o marcas. Posiblemente, a nivel clínico, sería más interesante comparar varias marcas, pero inevitablemente, otros sesgos entrarían en competencia, lo que interferiría con la discusión de los resultados obtenidos.

De esta manera, debe tenerse en cuenta que, al evaluar los resultados obtenidos en el trabajo aquí presentado, estos deben analizarse y compararse con otros estudios que suministran la intensidad de las fuerzas masticatorias a las que se someterían estos implantes en la cavidad bucal.

Por esta razón, podemos observar cómo varios estudios sugieren que el área que está más sujeta a las fuerzas oclusales es lógicamente la zona posterior tanto maxilar como mandibular y dentro de la misma la primera región molar (216–847 N). En el área anterior se encuentra una zona en la que obviamente el implante/diente está menos sujeto a cargas, alcanzando entre un tercio y un cuarto de la fuerza a la que está sujeta el área posterior (108–299 N).^{210,211}

Tomando estos valores como referencia, se puede afirmar que, en el presente estudio, se registraron valores de carga máxima de media de 787 N para la conexión hexagonal externa y 1.288 N para la conexión hexagonal interna en la prueba estática. Por lo tanto, tanto para un tipo de diseño como para el otro, se obtuvieron unos resultados adecuados para apoyar las solicitudes mandibulares y maxilares en las regiones anterior y posterior. Por lo que se podría afirmar que, desde un punto de vista de la biomecánica, ambos diseños de implantes estarían perfectamente preparados para la rehabilitación tanto en sectores posteriores como en sectores anteriores.

Por otro lado, en la prueba de caracterización dinámica, se obtuvieron resultados adecuados entre 259 N y 172 N para las conexiones externa e interna respectivamente. Estos valores son similares a los obtenidos en otros estudios con otros sistemas de implantes, por lo que esto refuerza la idea de su garantía de uso para

la rehabilitación tanto de sectores posteriores como de anteriores tanto para la conexión hexagonal externa como hexagonal interna.²¹¹

Es por ello que, como se ha citado anteriormente, en estudios que analicen la supervivencia entre implantes con conexión interna y externa a largo plazo, hay autores que no han encontrado diferencias estadísticamente significativas. Esto puede ser debido a que tanto un sistema como otro puede ser válido de cara a la rehabilitación implantoprotésica del paciente, teniendo en cuenta las ventajas e inconvenientes que puedan presentar cada una de las diferentes conexiones.^{7,10,11}

De hecho, puede apreciarse como, en la actualidad, se persigue un sistema mixto de cara a la rehabilitación implantológica, en la que se obtienen las ventajas de ambos tipos de diseño de conexión a la hora de la rehabilitación protésica. Este tipo de abordaje mixto es el de la colocación de un implante en dos cuerpos con la presencia de un implante “Bone-Level” con conexión interna y sobre el mismo se inserta un pilar intermedio que conecta con el implante con una conexión interna y con el aditamento protésico con una conexión externa.²¹²⁻²¹⁵

CONCLUSIONES

Tras el análisis de los resultados obtenidos en el presente estudio, así como dentro de las limitaciones del mismo, se establecen las siguientes conclusiones:

Referente al objetivo específico nº1:

- Para la prueba de caracterización estática, se encontró que fueron capaces de soportar cargas entre 610,90 N y 986,10 N para la conexión externa y entre 1263,60 N y 1324,00 N para la conexión interna, encontrándose estos resultados estadísticamente significativos ($p = 0.011$).

Referente al objetivo específico nº2:

- Para la prueba de caracterización dinámica, todas las pruebas de carga dinámica fueron positivas y no hubo falla en ninguno de los componentes estudiados. Por lo que ambos sistemas son adecuados para su utilización desde el punto de vista biomecánico.

Referente al objetivo específico nº3:

- Para la prueba de caracterización dimensional, la conexión hexagonal interna mostró mejores resultados que la conexión hexagonal externa, y estos fueron estadísticamente significativos ($p < 0,001$).

Referente al objetivo general:

- Tras el análisis in vitro de los dos sistemas de implantes (conexión interna y conexión externa) se obtuvieron resultados

satisfactorios, demostrando que ambos pueden soportar cargas mecánicas considerables. La conexión interna mostró mejores resultados que la conexión externa, aunque ambas conexiones pasaron la prueba satisfactoriamente.

BIBLIOGRAFÍA

1. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969;3:81-100.
2. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977; 16:1-132.
3. Schroeder A, Pohler O, Sutter F. Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1976;86:713-727.
4. Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-Integrated Prostheses. In *Osseointegration in Clinical Dentistry*, 1st ed; Quintessence Publishing. Chicago-IL-USA, 1985;11-76.
5. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implantabutment connections: A short communication. *J Oral Rehabil.* 2006;33:75–78.
6. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: Design and engineering. *Int J Periodontive Res. Dent.* 1993;13:409–431.
7. Menini M, Pesce P, Bagnasco F, Carossa M, Mussano F, Pera F. Evaluation of internal and external hexagon connections in immediately loaded full-arch rehabilitations:

- A within-person randomised split-mouth controlled trial. *Int. J Oral Implantol.* 2019;12:169–179.
8. Caricasulo R, Malchiodi L, Ghensi P, Fantozzi G, Cucchi A. The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018;20:653–664.
 9. Mishra SK, Chowdhary R, Kumari S. Microleakage at the different implant abutment interface: A systematic review. *J Clin Diagn Res.* 2017;11:10–15.
 10. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: A systematic review. *Clin Oral Implant Res.* 2012;23:202–216.
 11. Vigolo P, Gracis S, Carboncini F, Mutinelli S. AIOP (Italian Academy of Prosthetic Dentistry) clinical research group. Internal—vs external—connection single implants: A retrospective study in an italian population treated by certified prosthodontists. *Int J Oral Maxillofac. Implant.* 2016;31:1385–1396.
 12. Dittmer MP, Dittmer S, Borchers L. Influence of the interface design on the yield force of the implant– abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *J Prosthodont. Res.* 2012;56:19–24.
 13. Beaumont J, McManus G, Darcey J. Differentiating success from survival in modern implantology--key considerations

- for case selection, predicting complications and obtaining consent. *Br Dent J.* 2016;220:31-8.
14. Ting M, Craig J, Balkin BE, Suzuki JB. Peri-implantitis: A Comprehensive Overview of Systematic Reviews. *J Oral Implantol.* 2018;44:225-247.
 15. Raikar S, Talukdar P, Kumari S, Panda SK, Oommen VM, Prasad A. Factors Affecting the Survival Rate of Dental Implants: A Retrospective Study. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2017;7:351-355.
 16. Pommer B, Frantal S, Willer J, Posch M, Watzek G, Tepper G. Impact of dental implant length on early failure rates: a meta-analysis of observational studies. *J Clin Periodontol.* 2011;38:856-63.
 17. Albrektsson T, Jansson T, Lekholm U. Osseointegrated dental implants. *Dent Clin North Am.* 1986;30:151-74.
 18. Testori T, Weinstein T, Scutellà F, Wang HL, Zucchelli G. Implant placement in the esthetic area: criteria for positioning single and multiple implants. *Periodontol 2000.* 2018;77:176-196.
 19. Chen ST, Buser D. Esthetic outcomes following immediate and early implant placement in the anterior maxilla--a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29 Suppl:186-215.
 20. 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.
21. 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.
 22. Rocchietta I, Ferrantino L, Simion M. Vertical ridge augmentation in the esthetic zone. *Periodontol 2000*. 2018; 77:241-255.
 23. Francetti L, Agliardi E, Testori T, Romeo D, Taschieri S, Del Fabbro M. Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008;10:255-263.
 24. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Tilted versus axially placed dental implants: a meta-analysis. *J Dent*. 2015;43:149-170.
 25. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, Steigmann M, Rebaudi A, Palti A, Pikos MA, Schwartz-Arad D, Choukroun J, Gutierrez-Perez JL, Marenzi G, Valavanis DK. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent*. 2008;17:5-15.
 26. Cosyn J, De Rouck T. Aesthetic outcome of single-tooth implant restorations following early implant placement and

- guided bone regeneration: crown and soft tissue dimensions compared with contralateral teeth. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:1063-1069.
27. Cardaropoli G, Lekholm U, Wennström JL. Tissue alterations at implant-supported single-tooth replacements: a 1-year prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17:165-171.
28. Del Amo FSL, Yu SH, Sammartino G, Sculean A, Zucchelli G, Rasperini G, Felice P, Pagni G, Iorio-Siciliano V, Grusovin MG, Salvi GE, Rebaudi A, Luongo G, Krauser JT, Stefanini M, Blasi A, Mouhyi J, Ben Amor F, Hamasni FM, Valavanis K, Simonpieri A, Osman AM, Qorri E, Rullo R, Naipoglu A, Bruno V, Marenzi G, Riccitiello F, Gasparro R, Mardas N, Spagnuolo G, Fortunato L, Wang HL. Peri-implant Soft Tissue Management: Cairo Opinion Consensus Conference. *Int J Environ Res Public Health.* 2020 28;17:2281.
29. Borges T, Fernandes D, Almeida B, Pereira M, Martins D, Azevedo L, Marques T. Correlation between alveolar bone morphology and volumetric dimensional changes in immediate maxillary implant placement: A 1-year prospective cohort study. *J Periodontol.* 2020;91:1167-1176.
30. Kan JY, Rungcharassaeng K, Morimoto T, Lozada J. Facial gingival tissue stability after connective tissue graft with single immediate tooth replacement in the esthetic zone:

- consecutive case report. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(11 Suppl):40-48.
31. Noelken R, Moergel M, Pausch T, Kunkel M, Wagner W. Clinical and esthetic outcome with immediate insertion and provisionalization with or without connective tissue grafting in presence of mucogingival recessions: A retrospective analysis with follow-up between 1 and 8 years. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018;20:285-293.
32. Ericsson I, Nilner K, Klinge B, Glantz PO. Radiographical and histological characteristics of submerged and nonsubmerged titanium implants. An experimental study in the Labrador dog. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:20-26.
33. Thoma DS, Mühlemann S, Jung RE. Critical soft-tissue dimensions with dental implants and treatment concepts. *Periodontol 2000.* 2014 ;66:106-118.
34. Kissa J, El Kholi W, Laalou Y, El Farouki M. Augmentation of keratinized gingiva around dental implants. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 2017;118:156-160.
35. Marcelis K, Vercruyssen M, Nicu E, Naert I, Quirynen M. Sleeping vs. loaded implants, long-term observations via a retrospective analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:1118-1122.
36. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged

- implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 2000;71:1412-1424.
37. King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol.* 2002;73:1111-1117.
38. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006;26:9-17.
39. Vela X, Méndez V, Rodríguez X, Segalá M, Tarnow DP. Crestal bone changes on platform-switched implants and adjacent teeth when the tooth-implant distance is less than 1.5 mm. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2012;32:149-155.
40. Tabata LF, Rocha EP, Barão VA, Assunção WG. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26:482-491.
41. 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;17:1228-1236
42. Veis A, Parissis N, Tsirlis A, Papadeli C, Marinis G, Zogakis A. Evaluation of peri-implant marginal bone loss using

- modified abutment connections at various crestal level placements. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2010;30:609-617.
43. Glibert M, Vervaeke S, De Bruyn H, Östman PO. Clinical and Radiographic Comparison between Platform-Shifted and Nonplatform-Shifted Implant: A One-Year Prospective Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18:129-137.
44. Grandi T, Guazzi P, Samarani R, Garuti G. Immediate positioning of definitive abutments versus repeated abutment replacements in immediately loaded implants: effects on bone healing at the 1-year follow-up of a multicentre randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2012;5:9-16.
45. Sevilla, P.; Sandino, C.; Arciniegas, M.; Martínez-Gomis, J.; Péraire, M.; Gil, F.J. Evaluating mechanical properties and degradation of YTZP dental implants. *Mater Sci Eng C* 2010;30:14–19.
46. Gil FJ, Herrero-Climent M, Lázaro P, Rios JV. Implant–abutment connections: Influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. *J Mater Sci Mater Med.* 2014;25:1825–1830.
47. Karl M, Krafft T, Kelly JR. Fracture of a narrow-diameter roxolid implant: Clinical and fractographic considerations. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* 2014;29:1193–1196.

48. Martínez G, Cerrolaza M. A bone adaptation integrated approach using BEM. *Eng Anal Bound Elem.* 2006;30:107-115.
49. Duarte V, González Y, Cerrolaza M. Boundary element simulation of bone tissue, *J Biomed Eng & Tech.* 2011;5:211-228.
50. Zarb G A, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Quintessence Publishing. Chicago-IL-USA, 1985.
51. Misch C. *Prótesis dental sobre implantes.* Elsevier Mosby. Madrid-España, 2007.
52. Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat Rec.* 1987;219:1-9.
53. Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999;57:700-706
54. Manz MC. Radiographic assessment of peri-implant vertical bone loss: DICRG Interim Report No. 9. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997;55(12 Suppl 5):62-71.
55. Appleton RS, Nummikoski PV, Pigno MA, Cronin RJ, Chung KH. A radiographic assessment of progressive loading on bone around single osseointegrated implants in the posterior maxilla. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:161-167.

56. Ghozeizi R, Alikhasi M, Siadat MR, Siadat H, Sorouri M. A radiographic comparison of progressive and conventional loading on crestal bone loss and density in single dental implants: a randomized controlled trial study. *J Dent (Tehran)*. 2013;10:155-163.
57. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark fixtures affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9:345-360
58. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:425-431.
59. Duyck J, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12:207-218.
60. Duyck J, Vandamme K. The effect of loading on peri-implant bone: a critical review of the literature. *J Oral Rehabil*. 2014;41:783-794.
61. Chang M, Chronopoulos V, Mattheos N. Impact of excessive occlusal load on successfully-osseointegrated dental implants: a literature review. *J Investig Clin Dent*. 2013;4:142-150.
62. Heitz-Mayfield LJ, Schmid B, Weigel C, Gerber S, Bosshardt DD, Jönsson J, Lang NP, Jönsson J. Does

- excessive occlusal load affect osseointegration? An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:259-268.
63. Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:95-107.
64. Braun S, Hnat WP, Freudenthaler JW. A study of maximum bite force during growth and development, *Angle Orthod.* 1996;66:261-264.
65. Ash M. *Anatomía Dental, Fisiología y Oclusión de Wheeler.* McGraw Hill. 8a edición. Madrid, España, 2004.
66. Vetromilla BM, Brondani LP, Pereira-Cenci T, Bergoli CD. Influence of different implant-abutment connection designs on the mechanical and biological behavior of single-tooth implants in the maxillary esthetic zone: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2019;121:398-403.
67. Misch C. *Implantología Contemporanea.* 4ª ed., Elsevier. Madrid-España, 2021.
68. Anusavice K. *Phillips Ciencia de los Materiales Dentales.* Elsevier. Undécima Edición. Madrid, España, 2004.
69. Kayabaşı O, Yüzbasioğlu E, Erzincanl F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software.* 2006;37:649-658.
70. Kohal RJ, Wolkewitz M, Tsakona A. The effects of cyclic loading and preparation on the fracture strength of

- zirconium-dioxide implants: an in vitro investigation. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22:808-814.
71. UNE-EN ISO 14801:2016. Dentistry-Implants-Dynamic Loading Test for Endosseous Dental Implants; International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland, April 2017.
72. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol.* 1991;17:126-131.
73. Linkevicius T. Conceptos de cero pérdida ósea. 1st. Ed. Barcelona: Quintessence, SL. 2020
74. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2003;90:121-132.
75. Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hämmerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:26-34.
76. Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:326-334.
77. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger 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;15:625-642.
78. 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.
79. Jividen G Jr, Misch CE. Reverse torque testing and early loading failures: help or hindrance? *J Oral Implantol.* 2000;26:82-90.
80. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:143-152.
81. Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8:1-9.
82. Stoichkov B, Kirov D. Analysis of the causes of dental implant fracture: A retrospective clinical study. *Quintessence Int.* 2018;49:279-286.
83. Coray R, Zeltner M, Özcan M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;62:333-346.
84. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for

- edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27:102-110.
85. Papaspyridakos P, Bordin TB, Kim YJ, El-Rafie K, Pagni SE, Natto ZS, Teixeira ER, Chochlidakis K, Weber HP. Technical Complications and Prosthesis Survival Rates with Implant-Supported Fixed Complete Dental Prostheses: A Retrospective Study with 1- to 12-Year Follow-Up. *J Prosthodont.* 2020;29:3-11.
86. Papaspyridakos P, Bordin TB, Natto ZS, El-Rafie K, Pagni SE, Chochlidakis K, Ercoli C, Weber HP. Complications and survival rates of 55 metal-ceramic implant-supported fixed complete-arch prostheses: A cohort study with mean 5-year follow-up. *J Prosthet Dent.* 2019;122:441-449.
87. Jemt T. Single implants in the anterior maxilla after 15 years of follow-up: comparison with central implants in the edentulous maxilla. *Int J Prosthodont.* 2008;21:400-408.
88. Kourtis SG, Sotiriadou S, Voliotis S, Challas A. Private practice results of dental implants. Part I: survival and evaluation of risk factors--Part II: surgical and prosthetic complications. *Implant Dent.* 2004;13:373-385.
89. Kourtis S, Damanaki M, Kaitatzidou S, Kaitatzidou A, Roussou V. Loosening of the fixing screw in single implant crowns: predisposing factors, prevention and treatment options. *J Esthet Restor Dent.* 2017;29:233-246.

90. Huang Y, Wang J. Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw: A review. *J Esthet Restor Dent.* 2019;31:338-345.
91. Bosshardt DD, Chappuis V, Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontol* 2000. 2017;73:22-40.
92. Cionca N, Hashim D, Mombelli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontol* 2000. 2017;73:241-258.
93. Haro Adánez M, Nishihara H, Att W. A systematic review and meta-analysis on the clinical outcome of zirconia implant-restoration complex. *J Prosthodont Res.* 2018;62:397-406.
94. Gottlow J, Dard M, Kjellson F, Obrecht M, Sennerby L. Evaluation of a new titanium-zirconium dental implant: a biomechanical and histological comparative study in the mini pig. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14:538–545.
95. Saulacic N, Bosshardt DD, Bornstein MM, Berner S, Buser D. Bone apposition to a titanium-zirconium alloy implant, as compared to two other titanium-containing implants. *Eur Cell Mater* 2012;23:273–286.
96. Manzano G, Herrero LR, Montero J. Comparison of clinical performance of zirconia implants and titanium implants in animal models: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:311–320.

97. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol* 2000 2008;47:51–66.
98. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:251–262.
99. Bosshardt DD, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N, Lang NP. The role of bone debris in early healing adjacent to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in man. *Clin Oral Implants Res* 2011;22:357–364.
100. Lang NP, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N, Bosshardt DD. Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22:349–356.
101. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20 Suppl 4:172-84.
102. Gittens RA, McLachlan T, Olivares-Navarrete R, Cai Y, Berner S, Tannenbaum R, Schwartz Z, Sandhage KH, Boyan BD. The effects of combined micron-/submicronscale surface roughness and nanoscale features on cell proliferation and differentiation. *Biomaterials* 2011;32:3395–3403. 39.
103. Gittens RA, Olivares-Navarrete R, Cheng A, Anderson DM, McLachlan T, Stephan I, Geis-Gerstorfer J, Sandhage KH,

- Fedorov AG, Rupp F, Boyan BD, Tannenbaum R, Schwartz Z. The roles of titanium surface micro/nanotopography and wettability on the differential response of human osteoblast lineage cells. *Acta Biomater* 2013;9:6268–6277.
104. Gittens RA, Scheideler L, Rupp F, Hyzy SL, Geisgerstorfer J, Schwartz Z, Boyan BD. A review on the wettability of dental implant surfaces II: biological and clinical aspects. *Acta Biomater* 2014;10:2907–2918.
105. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C, Kloss F, Gröbe A, Heiland M, Ebker T. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. *Biomed Res Int.* 2016;2:1-15
106. 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;14:808-815.
107. Burgos PM, Rasmusson L, Meirelles L, Sennerby L. Early bone tissue responses to turned and oxidized implants in the rabbit tibia. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008;10:181–190.
108. Gotfredsen K, Nimb L, Hjorting-Hansen E, Jensen JS, Holmen A. Histomorphometric and removal torque analysis for TiO₂-blasted titanium implants. An experimental study on dogs. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:77–84.
- 109.. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screwshaped

- titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:24–30.
110. Bosshardt DD, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N, Lang NP. The role of bone debris in early healing adjacent to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in man. *Clin Oral Implants Res* 2011;22:357–364.
111. Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, Hoffmann B, Lussi A, Steinemann SG. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res* 2004;83:529–533.
112. Han CH, Johansson CB, Wennerberg A, Albrektsson T. Quantitative and qualitative investigations of surface enlarged titanium and titanium alloy implants. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:1–10.
113. Johansson CB, Han CH, Wennerberg A, Albrektsson T. A quantitative comparison of machined commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium implants in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:315–321.
114. Saulacic N, Bosshardt DD, Bornstein MM, Berner S, Buser D. Bone apposition to a titanium-zirconium alloy implant, as compared to two other titanium-containing implants. *Eur Cell Mater* 2012;23:273–286.
115. Almeida EO, Freitas AC Jr, Bonfante EA, Marotta L, Silva NR, Coelho PG. Mechanical testing of implant-supported anterior crowns with different implant/abutment

- connections. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28:103-108.
- 116.Mangano C, Iaculli F, Piattelli A, Mangano F. Fixed restorations supported by Morse-taper connection implants: a retrospective clinical study with 10-20 years of follow-up. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26:1229-1236.
- 117.Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:26-35.
- 118.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.
- 119.Krennmair G, Seemann R, Schmidinger S, Ewers R, Piehslinger E. Clinical outcome of root-shaped dental implants of various diameters: 5-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25:357-366.
- 120.Olate S, Lyrio MC, de Moraes M, Mazzonetto R, Moreira RW. Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68:414-419.
- 121.Javed F, Romanos GE. Role of implant diameter on long-term survival of dental implants placed in posterior maxilla: a systematic review. *Clin Oral Investig.* 2015;19:1-10.

- 122.Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A. Factors influencing the fracture of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018;20:58-67.
- 123.Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol.* 2000;5:22-31.
- 124.Bitaraf T, Keshtkar A, Rokn AR, Monzavi A, Geramy A, Hashemi K. Comparing short dental implant and standard dental implant in terms of marginal bone level changes: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;21:796-812.
- 125.Lemos CA, Ferro-Alves ML, Okamoto R, Mendonça MR, Pellizzer EP. Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2016;47:8-17.
- 126.Chen S, Ou Q, Wang Y, Lin X. Short implants (5-8 mm) vs long implants (≥ 10 mm) with augmentation in atrophic posterior jaws: A meta-analysis of randomised controlled trials. *J Oral Rehabil.* 2019;46:1192-1203.
- 127.Mangano FG, Shibli JA, Sammons RL, Iaculli F, Piattelli A, Mangano C. Short (8-mm) locking-taper implants supporting single crowns in posterior region: a prospective clinical study with 1-to 10-years of follow-up. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25:933-940.

128. Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11:279-287.
129. 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;34:172-181.
130. Ormianer Z, Palti A. Long-term clinical evaluation of tapered multi-threaded implants: results and influences of potential risk factors. *J Oral Implantol.* 2006;32:300-307.
131. Atieh MA, Alsabeeha N, Duncan WJ. Stability of tapered and parallel-walled dental implants: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018;20:634-645.
132. Daher FI, Abi-Aad HL, Dimassi HI, Cordioli G, Majzoub ZAK. Immediate versus conventional loading of variable-thread tapered implants supporting three- to four-unit fixed partial dentures in the posterior maxilla: 3-year results of a split-mouth randomised controlled trial. *Int J Oral Implantol.* 2019;12:449-466.
133. Weerapong K, Sirimongkolwattana S, Sastraruji T, Khongkhunthian P. Comparative study of immediate loading on short dental implants and conventional dental implants in the posterior mandible: A randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34:141-149.

- 134.Ogle OE. Implant surface material, design, and osseointegration. *Dent Clin North Am* 2015;59:505-520.
- 135.Lovatto ST, Bassani R, Sarkis-Onofre R, Dos Santos MBF. Influence of Different Implant Geometry in Clinical Longevity and Maintenance of Marginal Bone: A Systematic Review. *J Prosthodont.* 2019;28:713-721.
- 136.Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: A working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:429-444
- 137.Adell R, Lekholm U, Rockler B. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. A 3-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1986;15:39-52
- 138.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;11:811-818.
- 139.Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:486-494.
- 140.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.

141. Hudieb MI, Wakabayashi N, Kasugai S. Magnitude and direction of mechanical stress at the osseointegrated interface of the microthread implant. *J Periodontol.* 2011;82:1061-1070.
142. Calvo-Guirado JL, Gómez-Moreno G, Aguilar-Salvatierra A, Guardia J, Delgado-Ruiz RA, Romanos GE. Marginal bone loss evaluation around immediate non-occlusal microthreaded implants placed in fresh extraction sockets in the maxilla: a 3-year study. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26:761-767.
143. Abrahamsson I, Berglundh T. Tissue characteristics at microthreaded implants: an experimental study in dogs. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8:107-113.
144. Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol.* 2010;81:1350-1366.
145. Macedo JP, Pereira J, Vahey BR, Henriques B, Benfatti CAM, Magini RS, López-López J, Souza JCM. Morse taper dental implants and platform switching: The new paradigm in oral implantology. *Eur J Dent.* 2016;10:148-154.
146. Caricasulo R, Malchiodi L, Ghensi P, Fantozzi G, Cucchi A. The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018;20:653-664.

- 147.Hsu YT, Lin GH, Wang HL. Effects of Platform-Switching on Peri-implant Soft and Hard Tissue Outcomes: A Systematic Review and Meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32:9-24.
- 148.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.
- 149.Pessoa RS, Bezerra FJ, Sousa RM, Vander Sloten J, Casati MZ, Jaecques SV. Biomechanical evaluation of platform switching: different mismatch sizes, connection types, and implant protocols. *J Periodontol*. 2014;85:1161-1171.
- 150.Tabata LF, Rocha EP, Barão VA, Assunção WG. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26:482-491.
- 151.Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23 Suppl 6:202-216.
- 152.Lemos CAA, Verri FR, Bonfante EA, Santiago Júnior JF, Pellizzer EP. Comparison of external and internal implant-abutment connections for implant supported prostheses. A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2018;70:14-22.
- 153.Dierens M, Vandeweghe S, Kisch J, Nilner K, De Bruyn H. Long-term follow-up of turned single implants placed in periodontally healthy patients after 16-22 years: radiographic

- and peri-implant outcome. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:197-204.
- 154.Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M. Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. *J Prosthodont.* 2011;20:510-516.
- 155.Bordin D, Witek L, Fardin VP, Bonfante EA, Coelho PG. Fatigue Failure of Narrow Implants with Different Implant-Abutment Connection Designs. *J Prosthodont.* 2018;27:659-664.
- 156.Hansson S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2:33-41.
- 157.Jörnégus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:353-359.
- 158.Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996;9:149-160.
- 159.Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004;6:157-164.
- 160.Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Döring H, Nonhoff J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *J Biomed Mater Res A.* 2014;102:552-574.

161. Caricasulo R, Malchiodi L, Ghensi P, Fantozzi G, Cucchi A. The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20:653-664.
162. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol*. 2008;34:1-6.
163. Zipprich H, Miatke S, Hmaidouch R, Lauer HC. A New Experimental Design for Bacterial Microleakage Investigation at the Implant-Abutment Interface: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31:37-44.
164. Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone, *Implant Dent* 2007;16:165-175.
165. UNE EN ISO 7500-1:2018. Metallic materials-Calibration and verification of static uniaxial testing machines - Part 1: Tension/compression testing machines - Calibration and verification of the force-measuring system. Geneva, Switzerland, March 2018.
166. Gargallo J, Satorres M, Puyuelo JL, Sánchez-Garcés MA, Pi-Urgell J, Gay-Escoda C. Endosseous dental implant fractures an analysis of 21 cases. *Med. Oral Patol. Oral Cirugía Bucal* 2008;13:24-28
167. Goonarwardhana D, Judge R, Palamara J, Abduo J. Effect of implant diameter and alloy on peri-implant strain: An in

- vitro quantitative strain analysis. *Eur J Prosthodont Dent.* 2016;24:181–185.
168. Imam A, Moshaverinia A, McGlumphy A. Implant abutment interface: A comparison of the ultimate force to failure among narrow-diameter implant systems. *J Prosthet Dent.* 2014;112:136–142.
169. Pérez RA, Gargallo J, Altuna P, Herrero-Climent M, Gil FJ. Fatigue of Narrow Dental Implants: Influence of the Hardening Method. *Materials (Basel).* 2020;13:1429.
170. Bordin D, Witek L, Fardin VB, Bonfante EA, Coelho PG. Fatigue Failure of narrow implants with different implant-abutment connection designs. *J Prosthodont.* 2018;27:659-664.
171. Gil FJ, Planell JA, Padrós A. Fracture and fatigue behaviour of shot blasted titanium dental implants. *Implant Dent.* 2002;11:28–32.
172. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. *J Prosthet Dent.* 2001;85:47–52.
173. Papaspyridakos P, Mokti M, Chen CJ, Benic GI, Gallucci GO, Chronopoulos V. Implant and prosthodontic survival rates with implant fixed complete dental prostheses in the edentulous mandible after at least 5 years: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat. Res.* 2014; 16:705–717.

174. Pedroza JE, Torrealba Y, Elias A, Psoter W. Comparison of the compressive strength of 3 different implant design systems. *J Oral Implantol.* 2007;33:1–7.
175. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implant Res.* 2008;19:1276–1284.
176. Strub JR, Gerds T. Fracture strength and failure mode of five different single tooth implant abutment combinations. *Int J Prosthodont.* 2003;16:167–171.
177. Marchetti E, Ratta S, Mummolo S, Tecco S, Pecci R, Bedini R, Marzo G. Mechanical reliability evaluation of an oral implant abutment system according to UNI EN ISO14801 fatigue test protocol. *Implant Dent.* 2016;25:613–618.
178. Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M. Bone augmentation procedures in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac. Implant.* 2009; 24:237–259.
179. Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M, Corsi E, Anello T. Titanium-zirconium alloy narrow diameter implants for the rehabilitation of horizontally deficient edentulous ridges; prospective study on 18 consecutive patients. *Clin Oral Implant Res.* 2012;23:1136–1141.
180. Gallo P, Díaz-Báez D. Management Of 80 Complications In Vertical And Horizontal Ridge Augmentation With Nonresorbable Membrane (d-PTFE): A Cross-Sectional Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34:927–935.

181. Merli M, Moscatelli M, Mariotti G, Pagliaro U, Raffaelli E, Nieri M. Comparing membranes and bone substitutes in a one-stage procedure for horizontal bone augmentation. Three-year post-loading results of a double-blind randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2018;11:441-452.
182. Jensen AT, Jensen SS, Worsaae N. Complications related to bone augmentation procedures of localized defects in the alveolar ridge. A retrospective clinical study. *Oral Maxillofac Surg.* 2016;20:115-122.
183. Monje A, Fu JH, Chan HL, Suarez F, Galindo-Moreno P, Catena A, Wang HL. Do implant length and width matter for short dental implants (<10 mm)? A meta-analysis of prospective studies. *J Periodontol.* 2013;84:1783-1791.
184. Lops D, Bressan E, Pisoni G, Cea N, Corazza B, Romeo E. Short implants in partially edentulous maxillae and mandibles: a 10 to 20 years retrospective evaluation. *Int J Dent.* 2012;2012:351793.
185. Kotsovilis S, Fourmoussis I, Karoussis IK, Bamia C. A systematic review and meta-analysis on the effect of implant length on the survival of rough-surface dental implants. *J Periodontol.* 2009;80:1700-1718.
186. Urban IA, Monje A, Lozada J, Wang HL. Principles for Vertical Ridge Augmentation in the Atrophic Posterior Mandible: A Technical Review. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2017;37:639-645.

187. Tolstunov L. Surgical Algorithm for Alveolar Bone Augmentation in Implant Dentistry. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2019;31:155-161.
188. Juodzbaly G, Wang HL. Guidelines for the Identification of the Mandibular Vital Structures: Practical Clinical Applications of Anatomy and Radiological Examination Methods. *J Oral Maxillofac Res* 2010;2:1-13
189. Juodzbaly G, Wang HL. Identification of the mandibular vital structures: practical clinical applications of anatomy and radiological examination methods. *J Oral Maxillofac Res.* 2010;1:1-11
190. Fernández Díaz JÓ, Naval Gías L. “Rehabilitation of edentulous posterior atrophic mandible: inferior alveolar nerve lateralization by piezotome and immediate implant placement. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2013;42:521-526.
191. Mohan N, Wolf J, Dym H. Maxillary sinus augmentation. *Dent Clin North Am.* 2015;59:375-88.
192. Ting M, Rice JG, Braid SM, Lee CYS, Suzuki JB. Maxillary Sinus Augmentation for Dental Implant Rehabilitation of the Edentulous Ridge: A Comprehensive Overview of Systematic Reviews. *Implant Dent.* 2017;26:438-464.
193. Rosenstein J, Dym H. Zygomatic Implants: A Solution for the Atrophic Maxilla. *Dent Clin North Am.* 2020;64:401-409.
194. Borie E, Orsi IA, Noritomi PY, Kemmoku DT. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Biomechanical

- Behaviors of Implants with Different Connections, Lengths, and Diameters Placed in the Maxillary Anterior Region. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31:101-110.
195. Meriç G, Erkmen E, Kurt A, Eser A, Özden AU. Biomechanical effects of two different collar implant structures on stress distribution under cantilever fixed partial dentures. *Acta Odontol Scand*. 2011;69:374-84.
196. Reis J, Reis L, Deus AM, Bicudo, P, Vaz MF. Mechanical behaviour of dental implants. *Proced Struct Integr*. 2016;1:26–33.
197. Jemt T, Pettersson PA. 3-year follow-up study on single implant treatment. *J. Dent*. 1993;21:203–208.
198. Ekfeldt A, Carlsson GE, Börjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1994;9:179–183.
199. Goiato MC, Pellizzer EP, da Silva EV, da Rcha Bonatto L, dos Santos DM. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. *Oral Maxillofac Surg*. 2015;19:229–242.
200. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*. 2001;72:1372-1383.

201. Zipprich H, Miatke S, Hmaidouch R, Lauer HC. A New Experimental Design for Bacterial Microleakage Investigation at the Implant-Abutment Interface: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31:37-44.
202. King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol*. 2002;73:1111-1117.
203. Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. *Implant Dent*. 2007;16:165-175.
204. Malta Barbosa J, Navarro da Rocha D, Hirata R, Freitas G, Bonfante E, Coelho PG. Fatigue failure of external hexagon connections on cemented implant-supported crowns. *Implant Dent*. 2018;27:165-170.
205. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite forces used during chewing of food. *J Dent Res*. 1959;29:133-136
206. Tabata LF, Rocha EP, Barão VA, Assunção WG. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26:482-491.
207. Canullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. Platform switching and marginal bone-level alterations: the results of a randomized-controlled trial. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21:115-121.

208. Strietzel FP, Neumann K, Hertel M. Impact of platform switching on marginal peri-implant bone-level changes. A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26:342-358.
209. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Platform switch and dental implants: A meta-analysis. *J Dent.* 2015;43:629-646.
210. Marchetti E, Ratta S, Mummolo S, Tecco S, Pecci R, Bedini R, Marzo G. Evaluation of an endosseous oral implant system according to UNI EN ISO 14801 fatigue test protocol. *Implant Dent.* 2014;23:665-671.
211. Waltimo A, Könönen A. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Eur J Oral Sci.* 1993;1001: 171-175.
212. Lambrechts T, Doornewaard R, De Bruyckere T, Matthijs L, Deschepper E, Cosyn J. A multicenter cohort study on the association of the one-abutment one-time concept with marginal bone loss around bone level implants. *Clin Oral Implants Res.* 2021;32:192-202.
213. Perrotti V, Zhang D, Liang A, Wong J, Quaranta A. The Effect of One-Abutment at One-Time on Marginal Bone Loss Around Implants Placed in Healed Bone: A Systematic Review of Human Studies. *Implant Dent.* 2019;28:603-612.
214. Koutouzis T. Implant-abutment connection as contributing factor to peri-implant diseases. *Periodontol* 2000. 2019;81:152-166.

215. Galindo-Moreno P, León-Cano A, Monje A, Ortega-Oller I, O'Valle F, Catena A. Abutment height influences the effect of platform switching on peri-implant marginal bone loss. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27:167-73.

ANEXOS

8.1. PUBLICACIÓN

El estudio descrito en este trabajo ha sido publicado en la revista científica “Metals” cuyo ISSN es: 2075-4701. Esta revista se encuentra dentro del rango del primer cuartil (Q1), en la posición exacta de 18/79, dentro de la clasificación de J.C.R. establecida en el año de la publicación del ensayo (2019).

Por otro lado, la revista anteriormente mencionada se encuentra dentro de la especialidad “Metallurgy & Metallurgical Engineering” y posee un factor de impacto de “2,117” correspondiente al año en que el que se publicó el trabajo (2019).

El artículo publicado ha recibido hasta Julio de 2021, una cita en otro trabajo publicado en el año 2021. La referencia del trabajo mencionado es la siguiente:

- Tribst JPM, Dal Piva AMO, da Silva-Concílio LR, Ausiello P, Kalman L. Influence of Implant-Abutment Contact Surfaces and Prosthetic Screw Tightening on the Stress Concentration, Fatigue Life and Microgap Formation: A Finite Element Analysis. Oral 2021;1:88.



Article

External Connection Versus Internal Connection in Dental Implantology. A Mechanical In Vitro Study

Ignacio Fernández-Asián ¹, Álvaro Martínez-González ², Daniel Torres-Lagares ¹ ,
María-Ángeles Serrera-Figallo ^{1,*} and José-Luis Gutiérrez-Pérez ¹

¹ Faculty of Dentistry, University of Seville, 41009 Seville, Spain; ifernasi@gmail.com (I.F.-A.); danieltl@us.es (D.T.-L.); jlgp@us.es (J.-L.G.-P.)

² ICEMM S.L.U., 8. Oficina 0-08, Edificio Antares, Calle las Fábricas, 28923 Madrid, Spain; alvaro.martinez@icemm.es

* Correspondence: maserrera@us.es; Tel.: +34-954-481-129

Received: 16 August 2019; Accepted: 13 October 2019; Published: 15 October 2019



Abstract: (1) Background: In today's dentistry, implantology has become a therapeutic resource of choice in certain clinical situations. The design of implants has evolved in several aspects since their inception. Dental implants were initially designed with an external hex connection, although due to force transmission and security in the adjustment of the prosthesis, later implants featured an internal hex connection. This study aims to analyse the mechanical properties of two types of implants (an internal connection and an external connection) from the same manufacturer and their different prosthetic components (union screw between implant and prosthetic abutment, and the abutment itself) when subjected to different types of load. (2) Materials and methods: Intraosseous dental implants of similar shape, design and size, although different in type of connection (external vs. internal), were studied. The specifications of the UNI EN ISO 14801 test standard were used, with all determinations being carried out three times. Finally, the dimensional characterisation of the samples analysed after the dynamic load study was carried out, and the values of both study groups were compared by means of the non-parametric Mann–Whitney U test to find statistically significant differences ($p < 0.05$). (3) Results: For the static characterisation test, we found between 610.9 N and 986.1 N for the external connection and between 1263.6 N and 1324 N for the internal connection ($p = 0.011$). All of the dynamic load tests were positive and there was no failure in any of the components studied. (4) Conclusions: After the analysis of the samples studied in vitro, satisfactory results were obtained, demonstrating that both connections can support considerable mechanical loads according to international standards (UNI EN ISO 14801).

Keywords: mechanical analysis; dental implant; internal connection; external connection

1. Introduction

In today's dentistry, implantology has become a therapeutic resource of choice in certain clinical situations. With a high success rate, implant placement has become a daily practice in dental clinics [1–3].

However, implantology is not without its complications, which can affect both the biological level (bone loss, infection, soft tissue alterations) and the mechanical level (fracture of the implant or any of its components) [4–6]. Once the osseointegration phase is over, complications related to mechanics become one of these possible complications; among them we can find, for example, fracture of the implant or of one of its prosthetic attachments, possibly resulting from the implant being subjected to an excess of loads in the oral cavity [7]. This may arise due to certain biomechanical problems that should have been detected previously in preclinical trials.

Dental implants were initially designed with an external hex connection in 1985 [8], but subsequently, due to the analysis of a series of mechanical problems, among other factors, implants with an internal hex connection appeared. Paradoxically, however, some authors have demonstrated that each type of connection has several advantages and disadvantages over the other [9,10].

Some of the advantages of external connection implants are that they simplify the prosthetic phase by exhibiting better passive fit and greater versatility in the case of multiple implants; however, they present a worse distribution of forces under certain types of loads. All of the above may lead to a worse biological behaviour, due to a worse distribution of forces and a higher concentration in certain areas, which would affect bone metabolism [11,12]. Internal connection, on the other hand, has the opposite qualities and disadvantages, exhibiting a more homogeneous distribution of the load, but a worse passive fit in the face of multiple rehabilitations, which develops into an increase in the complexity of the prosthesis [13,14].

Although the matter of the type of connection of the implant may seem to have been largely resolved in favour of the internal connection, at least in biological terms—as has already been mentioned—the external connection is still used due to its various advantages, and even recent studies support the use of this type of connection, as they argue that there are no clinical benefits of one connection over another [11,15].

Nevertheless, a series of common complications may appear in both external and internal connections, such as the loosening (and possibly fracture) of the union screw between the implant and the prosthetic abutment, as well as the plastic deformation of the materials (implant-abutment set) [16]. The following study aims to analyse the mechanical properties of two types of implants (an internal connection and an external connection) and their different prosthetic components (union screw between implant and prosthetic abutment, and the abutment itself) when subjected to different types of load.

2. Materials and Methods

In the trial, conical intraosseous dental implants by the brand Oxtein (Zaragoza, Spain) were taken as a sample (Figure 1). The macroscopic design and size of the implants were similar. Models L6 and L35 (Oxtein, Spain) were used in their 3.3 mm diameter and 14.5 mm length versions. Both implants were made of titanium (Grade V ELI-2 for L35 and cold worked, Grade IV for L6). The study groups were differentiated by the connection used. In the internal connection group, an internal hex connection with a diameter of 3.5 mm was used, while in the external connection group, a hex connection with a height of 0.7 mm and a diameter of 2.7 mm was used (Table 1).

UNI EN ISO 14801 was the test standard applied [17]. This standard determines that the samples be mounted on a cylindrical support structure, with 3 mm of the implant left outside of this support. On this implant, an 8 mm-high cap that will receive the forces with a 30-degree angulation is mounted (Figures 2 and 3). A series of tests (static, dynamic and dimensional characterisation) were carried out on this support structure and experimental set-up.

2.1. Static Characterisation

In order to carry out this test, a uniaxial Italsigma FPF (Italsigma SRL, Forli, Italy) static and dynamic testing machine with an AeP TC4500 5 kN load cell with a maximum capacity of 5 kN and class 0.5 UNI EN ISO 7500-1 was used. The application of the load was produced using a system capable of eliminating the lateral links generated during the test and using the appropriate centring systems; the distance between the load surface and the load cell was 50 mm (Figure 4). Further to this, the test was performed by prefixing the parameters at a test speed of 0.2 mm/min and a preload of 2 N. The temperature at which the different tests were analysed remained within the range of 20 °C ± 5 °C for all the implants studied (number of assays: $n = 3$ and $n = 3$), leading to fracture or permanent deformation for the highest acceptable load.

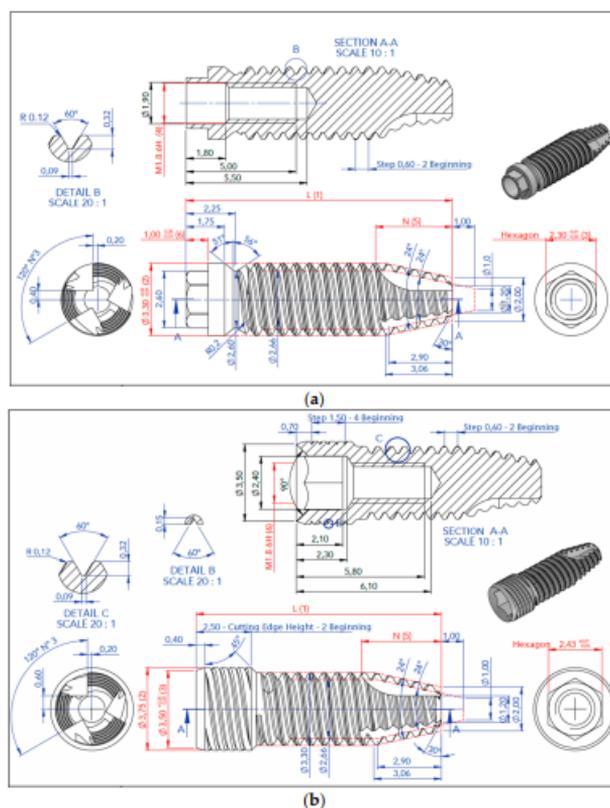


Figure 1. Schematic representation of the implants studied (L6, Oxtein, Spain, external connection, (a); L35, Oxtein, Spain, internal connection, (b)).

Table 1. Representation of the characteristics of the different implants studied.

Group	Model	Type	Connection	Material	Diameter	Length
External	L6	Cylindrical Implant	Hexagon-type connection; height: 0.7 mm, diameter: 2.7 mm	Ti Grade IV, cold worked	Ø 3.3 mm	14.5 mm
Internal	L35	Cylindrical Implant	Internal hexagon connection; diameter: 3.5 mm	Ti Grade V, ELI-2	Ø 3.3 mm	14.5 mm

2.2. Characterisation with Dynamic Load

UNI EN ISO 14801 determines that the load to be applied in the dynamic stress test is calculated with respect to the result obtained from a static test carried out with the same loading scheme (Figures 2–4). Subsequently, once the static test had been carried out and in order to carry out the dynamic stress test, as mentioned above, the uniaxial testing machine Italsigma PFP was used for static and dynamic tests, with the same configuration that had been used for the static characterisation. The UNI EN ISO 14801 standard also determines that the values of the amplitude of load to be applied

to the test are obtained from static tests carried out on samples of the same type. In relation to the way in which the load is performed, these are referred to in the ISO standard as the most harmful situations from a biological perspective: oblique loads with an important lateral component, and assuming a loss of two millimeters in the cortical. All this to ensure that the product can work properly even in the most inadequate biological conditions.

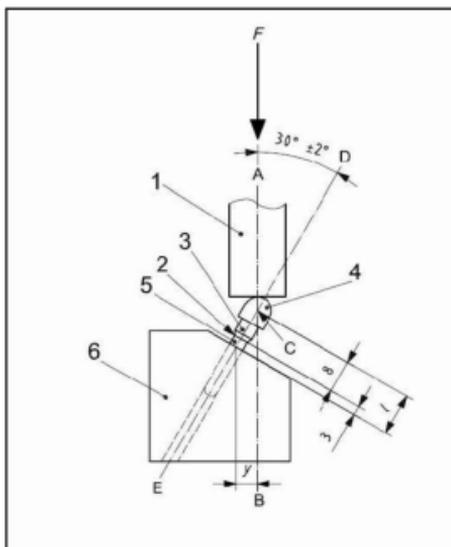


Figure 2. Loading scheme.



Figure 3. Sample before testing.



Figure 4. Test configuration used during static characterization.

The tests were carried out by controlling the load according to sinusoidal law, with an infinite-length limit set at 5,000,000 cycles. The applied load was set to 10% of the maximum load allowed in the static load experiment.

The test would be considered passed if the component did not present structural defects and/or permanent deformations on the surface of the spherical cap; at the same time, it should also be emphasised that the load button must not have been collapsed and/or worn down. The temperature at which the different tests were analysed remained within the range of $20\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 5\text{ }^{\circ}\text{C}$ for all the implants studied (number of assays: $n = 3$ and $n = 3$).

2.3. Dimensional Characterisation after the Dynamic Load Study

In order to evaluate the bending moment and the compression load applied during the tests carried out on the samples under examination, it was necessary to characterise them dimensionally. Using the dimensional parameters measured on the components that passed the test and that are described in the following section, it is possible to determine the applied bending moment during the tests. The bending moment is understood as a moment of force resulting from a distribution of stresses on a cross-section of a bent prismatic test piece or a plate perpendicular to the longitudinal axis along which the bending occurs. The compression load is the load that produces the stress to which a body is subjected by the application of forces that act in the same direction, and tend to shorten it.

2.4. Statistical Analysis

The values of both study groups were compared by means of the non-parametric Mann-Whitney U test to find statistically significant differences ($p < 0.05$).

3. Results

3.1. Static Characterisation

For each implant connection (internal and external), the static characterisation test was performed on three implants. Higher resistance results were observed in the internal connection, compared to the external one (Table 2). Values were between 610.9 N and 986.1 N for the external connection and

between 1263.6 N and 1324 N for the internal connection (these results were statistically significant ($p = 0.011$)).

Table 2. Representation of the maximum load results determined in the static test ($F = \text{Force}$).

Connection	Test Samples	F_{\max} (N)
External	N-1	986.1
	N-2	610.9
	N-3	764.8
	Total	787.26 ± 188.60
Internal	N-1	1277.6
	N-2	1263.2
	N-3	1324.0
	Total	1288.26 ± 31.77

3.2. Dynamic Stress Characterisation

After carrying out the tests, dynamic stress characterisation was carried out by controlling the load according to sinusoidal law, with an infinite-length limit set at 5,000,000 cycles. The minimum stimulus was set to 10% of that allowed in the static load experiment (Table 2). The test was considered passed because none of the analysed components presented structural defects or deformations after the tests. In addition, the load button was also analysed, and it did not present any type of collapse and/or wear.

3.3. Dimensional Characterisation

Results obtained in the dimensional characterisation were quite relevant. Average bending moment values were 898.26 ± 6.00 Nmm for the external connection and 604.10 ± 16.50 Nmm for the internal connection. Compression stimulus values were 142.53 ± 0.15 N for the external connection and 94.93 ± 0.45 N for the internal connection (Table 3).

Table 3. Dynamic tests and dimensional characterisation results in both study groups (Mavg: mean bending moment in Nmm; Mdyn: half amplitude of the dynamic bending moment in Nmm; M: moment; CS: compression stimulus).

Variable	External		Internal		p	
	Average	Standard Deviation	Average	Standard Deviation		
Bending moment (Nmm)	M avg	898.26	6.00	604.10	16.50	<0.001
	M dyn	734.70	5.26	494.23	13.51	<0.001
	M max	1630.20	7.11	1098.33	30.02	<0.001
	M min	163.36	1.05	109.83	3.03	<0.001
	CS avg	142.53	0.15	94.93	0.45	<0.001
Compression stimulus (N)	CS dyn	116.70	0.10	77.66	0.35	<0.001
	CS max	259.33	0.15	172.60	0.80	<0.001
	CS min	25.90	0.00	17.26	0.05	<0.001
F_{\max} (N)	787.26	188.60	1288.26	31.77	0.011	
Length (mm) (initially 11 mm (t in Figure 2))	10.81	0.09	10.87	0.15	0.768	
Distance (mm) (initially 5.50 mm (y in Figure 2))	5.44	0.03	5.49	0.15	0.642	
Angle (degrees) (initially 30 degrees, Figure 2)	30.28	0.27	30.06	0.48	0.537	

Both the differences between the values described for both groups for the bending moment and the compression stimulus were statistically significant ($p < 0.001$), providing better biomechanical properties to the internal connection versus the external connection. However, other data showed no statistical significance (maximum force, length, distance and angle) between the internal and external connection.

4. Discussion

This study aims to compare the mechanical behaviour of the internal connection to that of the external connection in the case of dental implants. In this regard, the comparison of two types of implants from the same manufacturer is a strong point, given that it is an effective measure to control biases related to the manufacturing process, which is shared by both types of sample.

The mechanical strength of an implant system is closely related to the relationship between the implant and its different prosthetic attachments [18,19]. One of the most frequent problems that can be found is the loosening and fracture of the union screw between implant and abutment [20]. This type of problem is often due to several factors, including the design of the implant, the type of interface between implant and abutment, and the load distribution to which it is subjected. Because of the foregoing, it could be said that, in order to decrease this type of complication, the diameter of the implant that will be used should be increased as much as possible, and the design of the implant–abutment junction should have greater resistance to different loads [21–23]. However, there is currently no specific design with proven effectiveness when compared to the other connections; therefore, a large number of configurations can be found in the market, which becomes a subject of great debate [24].

In the present study, an *in vitro* analysis of an implant system was performed (Oxtein, Zaragoza, Spain). The selected implants have a conical implant body design, and both internal and external hex connections. The test method adopted for this *in vitro* study, as discussed above, was in accordance with UNI EN ISO 14801 standards, which appear to be extremely effective in predicting the mechanical reliability of the relationship between implant and prosthetic abutment.

The implant models selected for the present study are representative of the most common and current types of implant macro and micro-design. We have found it interesting to contrast implants with opposing characteristics, trying to isolate or minimize the possible biases related to other characteristics, looking for two models as similar as possible, even sharing the same manufacturer.

The L6 implant and the L35 implant share the same shape (cylindrical), the same apical profile and the same thread pitch; their major differences are found in the cervical part of the implant, mainly due to the change of platform that each of these models presents.

Within the external connection, the hexagon used by Branemark at the beginning of the implantology is the referent of this type of connection, therefore, this platform has been chosen to represent the external connection. In the case of the internal connection, there are several formats (morse cone, octagon, hexagon, etc.). We have chosen the hexagon to be able to compare similar geometries, which differ in whether they move towards the inside of the implant (internal) or to its exterior (external) [25]. That is, we look for the most similar comparison groups, except for the internal or external connection. Of course, this choice can be debated and other comparisons can be equally interesting and worth studying.

UNI EN ISO 14801 standards suggest a 100% survival rate of those implant-abutment complexes that are subjected to a sinusoidal load with a value of 10% of the maximum load allowed in the static load experiment as an indispensable requirement to be fulfilled; this was optimally fulfilled in the present study.

With respect to the analysis of the results according to the type of connection, several studies have shown that the external hex connection does not stabilise the joint against lateral loads, but instead there is an important stress concentration component that has a significant impact on the fatigue behaviour of the union screw, which results in a greater number of prosthetic complications [26,27]. On the other hand, in the case of the internal hex connection, it has been demonstrated that the transference of the loads towards the interior of the implant avoids excessive loading on the screw, which affects the connection and the union screw less, and thus results in a lower incidence of complications [14,28].

There are articles that indicate that the prosthetic screws in the internal connection, not in an internal hexagon format but with a morse cone, could be more sensitive to prosthetic loading at high loads than the prosthetic screws of an external hexagon [29].

In this trial, highly satisfactory results were collected for both external and internal hex connections. However, it should be noted that the internal hex connection presented better properties than the external one, with the results obtained being very statistically significant ($p < 0.001$).

There are a large number of brands, producing both implants and prosthetic attachments. Each of them is characterized by materials, manufacturing processes and quality systems specific to each of them, which can influence the final behavior of the product, always respecting certain limits that allow its clinical application. Our study sought to minimize these biases by comparing two products linked to the same manufacturing and quality control processes, since they are manufactured by the same brand. Obviously, this bias control increases the strength of the study to compare the central variable (the type of connection), although it decreases the extension of the results to other situations or brands. Possibly, at the clinical level, it would be more interesting to compare several brands, but inevitably, other biases would enter into competition, which would interfere with the discussion of the results obtained.

In this way, it should be noted that when evaluating the results obtained in the present study, these should be analysed and compared with other studies that supply the intensity of the masticatory forces to which these implants would be subjected in the buccal cavity. For this reason, we can observe how several studies suggest that the area that is most subject to occlusal forces is the first molar region (216–847 N). The anterior area is the one less subject to loads, reaching between a third and a quarter of the force to which the posterior area is subjected (108–299 N) [30,31].

In this study, values of 787 N for the external connection and 1288 N for the internal connection have been recorded in the static test. Therefore, there were adequate results to support both mandibular and maxillary requests in the anterior and posterior regions. For the dynamic test, results between 259 and 172 N were obtained; these values are similar to those obtained in other studies with other implant systems [32].

5. Conclusions

In conclusion, after the in vitro analysis of the Oxtein implant system, satisfactory results were obtained, demonstrating that it can support considerable mechanical loads according to international standards (UNI EN ISO 14801). The internal connection showcased better results than the external connection, although both connections passed the test satisfactorily. For the static characterisation test, we found to be acceptable to withstand loads between 610.9 N and 986.1 N for the external connection and between 1263.6 N and 1324 N for the internal connection ($p = 0.011$). All of the dynamic load tests were positive and there was no failure in any of the components studied.

Author Contributions: Conceptualization, I.F.-A., D.T.-L. and M.-A.S.-F.; investigation, I.F.-A., D.T.-L. and M.-A.S.-F.; methodology, D.T.-L., M.-A.S.-F. and J.-L.G.-P.; supervision, A.M.-G. and J.-L.G.-P.; Writing—original draft, I.F.-A., A.M.-G., D.T.-L. and J.-L.G.-P.; writing—review & editing, I.F.-A., A.M.-G., D.T.-L., M.-A.S.-F. and J.-L.G.-P.

Funding: This research received no external funding.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

1. Holm-pedersen, P.; Lang, N.P.; Müller, F. What are the longevities of teeth and oral implants? *Clin. Oral Implant. Res.* **2007**, *18*, 15–19. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
2. Bogaerde, L.V.; Rangert, B.; Wendelhag, I. Immediate/early function of Brånemark 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*, S121–S130. [[CrossRef](#)]
3. Cornelini, R.; Cangini, F.; Covani, U.; Wilson, Jr; Thomas, G. Immediate restoration of implants placed into fresh extraction sockets for single-tooth replacement: A prospective clinical study. *Int. J. Periodontics Restor. Dent.* **2005**, *25*, 439–447. [[CrossRef](#)]
4. Chrcanovic, B.R.; Martins, M.D.; Wennerberg, A. Immediate placement of implants into infected sites: A systematic review. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2015**, *17*, e1–e16. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

5. Corbella, S.; Taschieri, S.; Tsesis, I.; Del Fabbro, M. Postextraction implant in sites with endodontic infection as an alternative to endodontic retreatment: A review of literature. *J. Oral Implantol.* **2013**, *39*, 399–405. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
6. Álvarez-Camino, J.C.; Valmaseda-Castellón, E.; Gay-Escoda, C. Immediate implants placed in fresh sockets associated to periapical infectious processes. A systematic review. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal* **2013**, *18*, e780. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
7. Schwarz, M.S. Mechanical complications of dental implants. *Clin. Oral Implant. Res.* **2000**, *1*, 156–158. [[CrossRef](#)]
8. Branemark, P.I.; Zarb, G.; Albrektsson, T. Tissue-Integrated Prostheses. In *Osseointegration in Clinical Dentistry*, 1st ed.; Quintessence Publishing Co.: Chicago, IL, USA, 1985; pp. 11–76.
9. Maeda, Y.; Satoh, T.; Sogo, M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implantabutment connections: A short communication. *J. Oral Rehabil.* **2006**, *33*, 75–78. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
10. Sutter, F.; Weber, H.P.; Sorensen, J.; Belser, U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: Design and engineering. *Int. J. Periodontic Res. Dent.* **1993**, *13*, 409–431.
11. Menini, M.; Pesce, P.; Bagnasco, F.; Carossa, M.; Mussano, F.; Pera, F. Evaluation of internal and external hexagon connections in immediately loaded full-arch rehabilitations: A within-person randomised split-mouth controlled trial. *Int. J. Oral Implantol.* **2019**, *12*, 169–179.
12. Caricasulo, R.; Malchiodi, L.; Ghensi, P.; Fantozzi, G.; Cucchi, A. The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2018**, *20*, 653–664. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
13. Mishra, S.K.; Chowdhary, R.; Kumari, S. Microleakage at the different implant abutment interface: A systematic review. *J. Clin. Diagn. Res.* **2017**, *11*, ZE10–ZE15. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
14. Gracis, S.; Michalakis, K.; Vigolo, P.; Vult von Steyern, P.; Zwahlen, M.; Sailer, I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: A systematic review. *Clin. Oral Implant. Res.* **2012**, *23*, 202–216. [[CrossRef](#)]
15. Vigolo, P.; Gracis, S.; Carboncini, F.; Mutinelli, S. AIOP (Italian Academy of Prosthetic Dentistry) clinical research group. Internal—vs external—connection single implants: A retrospective study in an Italian population treated by certified prosthodontists. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2016**, *31*, 1385–1396. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
16. Dittmer, M.P.; Dittmer, S.; Borchers, L. Influence of the interface design on the yield force of the implant-abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *J. Prosthodont. Res.* **2012**, *56*, 19–24. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
17. UNE-EN ISO 14801:2016. *Dentistry—Implants—Dynamic Loading Test for Endosseous Dental Implants*; International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland, April 2017.
18. Binon, P.P.; McHugh, M.J. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int. J. Prosthodont.* **1996**, *9*, 511–519. [[PubMed](#)]
19. Gratton, D.G.; Aquilino, S.A.; Stanford, C.M. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J. Prosthet. Dent.* **2001**, *85*, 47–52. [[CrossRef](#)]
20. Paspapiridakos, P.; Mokti, M.; Chen, C.J.; Benic, G.I.; Gallucci, G.O.; Chronopoulos, V. Implant and prosthodontic survival rates with implant fixed complete dental prostheses in the edentulous mandible after at least 5 years: A systematic review. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2014**, *16*, 705–717. [[CrossRef](#)]
21. Pedroza, J.E.; Torrealba, Y.; Elias, A.; Psoter, W. Comparison of the compressive strength of 3 different implant design systems. *J. Oral Implantol.* **2007**, *33*, 1–7. [[CrossRef](#)]
22. Steinebrunner, L.; Wolfart, S.; Ludwig, K.; Kern, M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin. Oral Implant. Res.* **2008**, *19*, 1276–1284. [[CrossRef](#)]
23. Strub, J.R.; Gerds, T. Fracture strength and failure mode of five different single tooth implant abutment combinations. *Int. J. Prosthodont.* **2003**, *16*, 167–171. [[PubMed](#)]
24. Marchetti, E.; Ratta, S.; Mummolo, S.; Tecco, S.; Pecci, R.; Bedini, R.; Marzo, G. Mechanical reliability evaluation of an oral implant abutment system according to UNI EN ISO14801 fatigue test protocol. *Implant. Dent.* **2016**, *25*, 613–618. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
25. Reis, J.; Reis, L.; Deus, A.M.; Bicudo, P.; Vaz, M.F. Mechanical behaviour of dental implants. *Proced. Struct. Integr.* **2016**, *1*, 26–33.

26. Jemt, T.; Pettersson, P.A. 3-year follow-up study on single implant treatment. *J. Dent.* **1993**, *21*, 203–208. [[CrossRef](#)]
27. Ekfeldt, A.; Carlsson, G.E.; Börjesson, G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: A retrospective study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **1994**, *9*, 179–183.
28. Goiato, M.C.; Pellizzer, E.P.; da Silva, E.V.; da Rcha Bonatto, L.; dos Santos, D.M. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. *Oral Maxillofac. Surg.* **2015**, *19*, 229–242. [[CrossRef](#)]
29. Malta Barbosa, J.; Navarro da Rocha, D.; Hirata, R.; Freitas, G.; Bonfante, E.; Coelho, P.G. Fatigue failure of external hexagon connections on cemented implant-supported crowns. *Implant. Dent.* **2018**. [[CrossRef](#)]
30. Helkimo, E.; Carlsson, G.E.; Helkimo, M. Bite forces used during chewing of food. *J. Dent. Res.* **1959**, *29*, 133–136.
31. Waltimo, A.; Könönen, A. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Eur. J. Oral Sci.* **1993**, *1001*, 171–175. [[CrossRef](#)]
32. Marchetti, E.; Ratta, S.; Mummolo, S.; Tecco, S.; Pecci, R.; Bedini, R.; Marzo, G. Evaluation of an endosseous oral implant system according to UNI EN ISO 14801 fatigue test protocol. *Implant Dent.* **2014**, *23*, 665–671.



© 2019 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/>).

8.2. PERMISOS DE REPRODUCCIÓN DE MATERIAL GRÁFICO

1. Permiso de reproducción de las figuras 1, 2,3,5,7,8, 10, 11 y 12 en las páginas 39,42, 48, 53, 61, 63, 92, 96 y 98 respectivamente; y de la tabla 1 en la página 40 del trabajo presentado. Ambas con procedencia de la referencia número 67.



Elsevier España, S.L.U.
Pº de la Castellana, 163, 3º
28046 Madrid, España
Tel: +34 91 402 12 12

A/A D. Ignacio Fernandez Asián
NIE: 77843657-L

Madrid, 20 de julio de 2021

Estimado Sr. Fernández Asián,

En respuesta a su solicitud de permiso para la reproducción del siguiente contenido perteneciente a la obra: *Resnik, R. R., MISCH Implantología contemporánea, 4ª edición. ISBN: 978-84-9113-549-4. Publicada por Elsevier España, S.L.U. ©2020.*

- FIGURA 3.3 - página 51
- FIGURA 3.5 - página 52
- FIGURA 3.9 - página 55
- FIGURA 6.1 - página 142
- FIGURA 6.6 - página 146
- FIGURA 6.8 - página 148
- FIGURA 6.10 - página 150
- FIGURA 7.19 - página 163
- FIGURAS 18.9 y 18.1 - página 454

La editorial autoriza la reproducción de las mencionadas figuras en su tesis doctoral titulada: *"Conexión externa versus conexión interna en implantología dental. Un estudio mecánico in vitro"*, para el doctorado que está cursando en la Universidad de Sevilla.

Este permiso se extiende de forma gratuita y restringida al uso descrito y únicamente tiene validez para esta ocasión. En cada copia del trabajo deberán citarse los siguientes datos de la obra original: el título del libro, los autores, las páginas en que se ubican las figuras reproducidas, el año de publicación del libro y el copyright de Elsevier España, S.L.U.

Atentamente,

Alicia Pérez Díaz
Directora de Contenidos
Elsevier España, S.L.U.

2. Permiso de reproducción de la Imagen 5 en las páginas 88 en la página 40 del trabajo presentado. Esta imagen esta compuesta por tres imágenes unidas extraidas de un articulo científico con procedencia de la referencia número 91.

7/7/2021

RightsLink Printable License

JOHN WILEY AND SONS LICENSE
TERMS AND CONDITIONS

Jul 07, 2021

This Agreement between Seville University -- Ignacio Fernandez ("You") and John Wiley and Sons ("John Wiley and Sons") consists of your license details and the terms and conditions provided by John Wiley and Sons and Copyright Clearance Center.

License Number 5103600947037

License date Jul 07, 2021

Licensed Content Publisher John Wiley and Sons

Licensed Content Publication Periodontology 2000

Licensed Content Title Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions

Licensed Content Author Daniel Buser, Vivianne Chappuis, Dieter D. Bosshardt

Licensed Content Date	Dec 21, 2016
Licensed Content Pages	10
Type of use	Dissertation/Thesis
Requestor type	University/Academic
Format	Print and electronic
Portion	Figure/table
Number of figures/tables	14
Will you be translating?	No
Title	EXTERNAL CONNECTION VERSUS INTERNAL CONNECTION IN DENTAL IMPLANTOLOGY. A MECHANICAL IN VITRO STUDY
Institution name	Seville University
Expected presentation date	Nov 2021
Portions	FIGURE 14 18 AND 19 AS IMAGE 4
Requestor Location	Seville University Calle Campamento, 31 Portal 1 2B Sevilla, Sevilla 41018 Spain Attn: Seville University
Publisher Tax ID	EU826007151
Total	0.00 EUR

7/7/2021

RightsLink Printable License

JOHN WILEY AND SONS LICENSE
TERMS AND CONDITIONS

Jul 07, 2021

This Agreement between Seville University -- Ignacio Fernandez ("You") and John Wiley and Sons ("John Wiley and Sons") consists of your license details and the terms and conditions provided by John Wiley and Sons and Copyright Clearance Center.

License Number 5103601248171

License date Jul 07, 2021

Licensed Content Publisher John Wiley and Sons

Licensed Content Publication Periodontology 2000

Licensed Content Title Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions

Licensed Content Author Daniel Buser, Vivianne Chappuis, Dieter D. Bosshardt

Licensed Content Date Dec 21, 2016

Licensed Content Pages 10

Type of use Dissertation/Thesis

Requestor type University/Academic

Format Print and electronic

7/7/2021

RightsLink Printable License

Portion Figure/table

Number of figures/tables 18

Will you be translating? No

Title EXTERNAL CONNECTION VERSUS INTERNAL CONNECTION IN DENTAL IMPLANTOLOGY. A MECHANICAL IN VITRO STUDY

Institution name Seville University

Expected presentation date Nov 2021

Portions FIGURES 14, 18 AND 19 AS IMAGE 4

Requestor Location
Seville University
Calle Campamento, 31
Portal 1 2B
Sevilla, Sevilla 41018
Spain
Attn: Seville University

Publisher Tax ID EU826007151

Total 0.00 EUR

7/7/2021

RightsLink Printable License

JOHN WILEY AND SONS LICENSE
TERMS AND CONDITIONS

Jul 07, 2021

This Agreement between Seville University -- Ignacio Fernandez ("You") and John Wiley and Sons ("John Wiley and Sons") consists of your license details and the terms and conditions provided by John Wiley and Sons and Copyright Clearance Center.

License Number 5103601315867

License date Jul 07, 2021

Licensed Content Publisher John Wiley and Sons

Licensed Content Publication Periodontology 2000

Licensed Content Title Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions

Licensed Content Author Daniel Buser, Vivianne Chappuis, Dieter D. Bosshardt

Licensed Content Date Dec 21, 2016

Licensed Content Pages 10

Type of use Dissertation/Thesis

Requestor type University/Academic

Format Print and electronic

7/7/2021

RightsLink Printable License

Portion	Figure/table
Number of figures/tables	19
Will you be translating?	No
Title	EXTERNAL CONNECTION VERSUS INTERNAL CONNECTION IN DENTAL IMPLANTOLOGY. A MECHANICAL IN VITRO STUDY
Institution name	Seville University
Expected presentation date	Nov 2021
Portions	FIGURES 14, 18 AND 19 AS IMAGE 4
Requestor Location	Seville University Calle Campamento, 31 Portal 1 2B Sevilla, Sevilla 41018 Spain Attn: Seville University
Publisher Tax ID	EU826007151
Total	0.00 EUR

3. Permiso de reproducción de las Figuras 13 y 14 en las páginas 104 y 106 del trabajo presentado. Estas figuras estas extraidas de las referencias número 150 y 73 respectivamente.

21/7/2021

Gmail - Permisos Editorial Quintessence



Ignacio Fernandez <ifernasi@gmail.com>

Permisos Editorial Quintessence

3 mensajes

Ignacio Fernandez <ifernasi@gmail.com>
Para: JAVIER@quintessence.es

7 de julio de 2021, 11:53

Buenos días Javier,
Mi nombre es Ignacio R. Fernandez Asian, soy estudiante de doctorado de la Universidad de Sevilla, y le escribo en referencia a que estoy interesado en el uso de algunas imágenes de libros y revistas científicas de la editorial para ser utilizadas en la tesis doctoral que estoy escribiendo.
Las imágenes en concreto serían las siguientes:

- Tabata LF, Rocha EP, Barão VA, Assunção WG. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011;26:482-91-**FIGURA 1,6 Y 7**
- Linkevicius, T. Conceptos de cero pérdida ósea. 1st. Ed. Barcelona: Quintessence, SL. 2020. **Página 23. FIGURA 2-10**

Necesitaría por tanto, el permiso de la editorial para usar estas imágenes en mi tesis doctoral.
Muchas gracias de antemano
Atentamente
Ignacio Fernandez

JAVIER - EDITORIAL QUINTESSENCE <javier@quintessence.es>
Para: Ignacio Fernandez <ifernasi@gmail.com>

8 de julio de 2021, 7:20

Buenos días Ignacio,

Gracias por tu mail y solicitud.

Te comento que puedes utilizar dichas imágenes sin problema aunque debes informar en todo momento en tu tesis que son propiedad de Quintessence Publishing.

Espero que tu tesis resulte brillante ya que siempre requiere de un enorme esfuerzo! Ánimos!

Un saludo,

Javier Teixidó
Executive MBA
Director Gerente

Editorial Quintessence
Torres TRADE (Torre Sur)
[Gran Via Carles III, 84](#)
08028 Barcelona
(Spain)
Tel.: (+34) 93.491.23.00

