

Accuracy of Implant Casts Generated with Conventional and Digital Impressions—An in Vitro Study

Tesis presentada por

Paulo António Soares Ribeiro

Para optar al grado de Doctor en Odontología

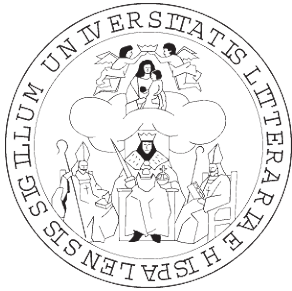
Departamento de Estomatología

Facultad de Odontología de la Universidad de Sevilla 2018

Dirección

Prof. Dr. D. Vicente Ríos Santos.

Prof. Dr. D. Mariano Herrero Climent.



CERTIFICADO

Departamento de Estomatología.

Facultad de Odontología.

C/ Avicena, s.n.

41009 Sevilla.

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

D. Mariano Herrero Climent. Doctor en Odontología.

Certifican:

Que el trabajo titulado **“Accuracy of Implant Casts Generated with Conventional and Digital Impressions. An in Vitro Study”**, desarrollado por D. Paulo Antonio Soares Ribeiro, para optar al grado de Doctor, ha sido realizado bajo nuestra dirección y supervisión, habiendo los que suscriben revisado el mencionado trabajo y estando conformes con su presentación como Tesis Doctoral, para ser juzgado ante el tribunal que en su día se designe.

Y para que conste y a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Sevilla a 17 de enero de 2019.

Fdo. D. Vicente Ríos Santos

Fdo. D. Mariano Herrero Climent

AGRADECIMENTOS:

En primer lugar, quiero mostrar a mis padres un agradecimiento muy especial, sin ellos nada hubiera sido posible, son un modelo a seguir en todos los aspectos de la vida. Siempre he sentido su apoyo incondicional, su estímulo, su comprensión y su cariño. Gracias por la paciencia que tuvisteis conmigo. Han sido en todo momento una ayuda para superar los obstáculos que aparecieron en el transcurrir de mi vida. Es por todo esto que quiero dedicar a ellos de manera especial este trabajo.

A mi hermano, esa persona con el don de conseguir distraerme de los momentos absorbentes del trabajo, por toda la paciencia que tiene para aguantarme cuando nadie más lo puede hacer.

Al Profesor Carlos Falcão, mi gran mentor desde el primer día tras salir de la facultad. Me ha transmitido la pasión, la capacidad de dedicación y el alto grado de exigencia necesarios para ejercer esta profesión en el alto nivel, como el sabe hacer. Su ayuda a lo largo de estos años ha sido imprescindible para poder desarrollarme como profesional. Es una fuente de inspiración permanente que me ayuda a mejorar cada día. Por supuesto, no me quiero olvidar de qué representa para mí en lo personal, hoy ya no es sólo un gran mentor, sino es un hermano mayor y un amigo especial, que, además de seguir inspirándome a nivel profesional, también tiene un gran corazón. Muchas gracias por todo, el cariño y la amistad demostrada a lo largo de estos años. En muchas ocasiones no conseguimos demostrar el suficiente agradecimiento a una persona que nos ayuda, espero poder algún día devolver a Carlos lo que me ha dado en lo personal y en lo profesional.

A mis directores de tesis, el profesor Vicente Ríos y el doctor Mariano Herrero, por toda la ayuda prestada para la realización de este estudio, por su orientación y motivación.

Un agradecimiento especial a mi amigo Mariano, el Dr. Mariano Herrero. A pesar de haberlo conocido hace tan sólo tres años, se ha convertido rápidamente en una persona muy especial para mí y en un referente en cuanto a carácter, inteligencia y visión sin igual.

Sin su ayuda este trabajo no se hubiera podido concretar. Es difícil olvidar el trabajo con el fuera de horas o de días laborales, escuchando magnífica música y convirtiendo en agradables, largas horas de duro trabajo. Ha sido una persona incansable en su ánimo y apoyo, enviando constantes mensajes de motivación, y sobre todo de profunda amistad.

A todos mis amigos, Cristiano Ferreira, Fernando Carvalhal, Fábio Silva, Nuno Rodrigues, Joana Tinoco, Vitor Ferreira y Ana Sofía Abre por todos los buenos momentos que pasamos juntos y por las aventuras compartidas. Con vosotros comparto una amistad que a lo largo de tantos años sigue viva y que tanto me definió como persona.

A todos mis amigos creados a lo largo de mi vida profesional, afortunadamente sois tantos que no puedo enumerar a todos, sería largo y pesado y, además, seguro que me olvidaría de muchos de vosotros.

A mis amigos del máster de Barcelona, nunca me olvidaré de vosotros. Todos los fines de semana me acuerdo de los buenos ratos que pasamos juntos, fue un gran esfuerzo que se convirtió en un trabajo agradable gracias a vosotros y a vuestra compañía. Un agradecimiento especial para mi eterna "pareja de máster" y amiga Carmen Díaz-Castro y mi otro hermano Roberto Roberto Padrós por la gran amistad que comparten conmigo.

Para mis amigos de nuestro Máster de Oporto, el mismo agradecimiento. Me siento orgulloso de compartir con vosotros conocimientos y experiencias. Todos los días, en el discurrir de nuestra práctica, aprendemos juntos algo nuevo y esto hace que nuestra relación sea dinámica y se sienta viva.

A todos los equipos de trabajo con los que comparto momentos diariamente, ya que sin su ayuda no conseguiríamos hacer sonreír a nuestros pacientes, o seguro que lo harían de peor manera. Con ellos he aprendido el sentido de lo que es el trabajo en equipo, gracias a Artur Falcão, Paula López, Eduardo Flor, Raquel Oliveira, Rui Marques, Mário Ferreira, Hélder Oliveira, Alexandrine Carvalho, Tomás Amorim, Carlos Falcão y Mariano Herrero.

Por fin quería agradecer, de forma muy especial, a Raquel Oliveira mi compañera de la vida, con quien comparto mi tiempo fuera y dentro del trabajo, las ilusiones y proyectos futuros, los éxitos y fracasos de nuestro desempeño, por estar siempre próxima a mi, brindándome ese apoyo necesario para afrontar tantos momentos de la vida. Contigo tengo esa sensación de no necesitar palabras para sentirte cerca y que te entiendo con un solo gesto. Gracias por todo tu cariño y amor, tu trabajo, sin duda, es el más difícil de todos, el aguantarme e intentar hacer de mi una persona mejor cada día. Me has mostrado que hay cosas más importantes en la vida que el trabajo, y gracias por toda la paciencia y comprensión que tienes conmigo. Gracias por formar parte de mi vida y por hacer de cada nuevo día un día especial y único. Entraste con mucha fuerza en mi corazón y va a ser muy difícil que salgas ...

“Descobrir consiste em olhar para o que todos estão a ver e pensar uma coisa diferente”.

Roger Von Oech

“Bom mesmo é ir à luta com determinação, abraçar a vida com paixão, perder com classe e vencer com ousadia, porque o mundo pertence a quem se atreve e a vida é muito curta, para ser insignificante”.

Charlie Chaplin

INDICE

| | |
|---|-----------|
| JUSTIFICACIÓN | 17 |
| INTRODUCCIÓN GENERAL | 19 |
| IMPRESIONES CONVENCIONALES | 27 |
| SILICONAS DE ADICCIÓN | 29 |
| POLIÉTERES | 31 |
| TECNICAS DE IMPRESIÓN SOBRE IMPLANTES | 37 |
| A- TÉCNICA DE REPOSICIÓN | 39 |
| B- TÉCNICA DE ARRASTRE | 39 |
| B1. TÉCNICA PICK-UP CON CUBETA CERRADA | 39 |
| B2. TÉCNICA DE ARRASTRE CON CUBETA ABIERTA | 40 |
| C. OTRAS | 40 |
| 1. TÉCNICA DE ARRASTRE CON FERULIZACIÓN DE COFIAS Y CUBETA ABIERTA | 40 |
| 2. TÉCNICA DE IMPRESIÓN SIN USO DE COFIAS PREFABRICADAS | 41 |
| 3. TÉCNICA DE IMPRESIÓN CON MODIFICACIÓN DE LAS COFIAS DE IMPRESIÓN | |
| ATORNILLADAS | 42 |
| SISTEMAS CAD/CAM | 43 |
| ESCÁNERES Y ARCHIVOS DE DATOS | 47 |
| NUBE DE PUNTOS | 47 |
| MALLA POLIGONAL (MESH) | 49 |
| CLASIFICACIÓN DE ESCÁNERES DE USO ODONTOLÓGICO | 55 |
| ESCÁNERES EXTRAORALES | 55 |
| ESCÁNERES TÁCTILES | 56 |

| | |
|---|------------|
| MÁQUINA DE MEDICIÓN POR COORDENADAS | 56 |
| BRAZO ARTICULADO | 57 |
| COMBINACIÓN DE CMM Y BRAZO ARTICULADO | 57 |
| ESCÁNERES ÓPTICOS | 57 |
| <u>ESCÁNERES INTRAORALES</u> | 61 |
| CLASIFICACIÓN DE ESCÁNERES INTRAORALES | 62 |
| <u>PROTOCOLO DE ESCANEADO</u> | 67 |
| <u>VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LAS IMPRESIONES DIGITALES CON RESPECTO A LAS IMPRESIONES CONVENCIONALES</u> | 69 |
| MANEJO CLÍNICO | 70 |
| <u>SCANBODYS</u> | 75 |
| <u>PRECISIÓN, EXACTITUD Y RESOLUCIÓN</u> | 77 |
| <u>IMPORTANCIA CLÍNICA DE LA PRECISIÓN EN LA PRÓTESIS DENTAL</u> | 81 |
| <u>APLICACIONES CLÍNICAS DE LOS ESCÁNERES INTRA-ORALES</u> | 83 |
| <u>PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</u> | 85 |
| <u>OBJETIVOS DEL ESTUDIO</u> | 87 |
| <u>MATERIAL Y MÉTODO</u> | 89 |
| MEDICIONES | 96 |
| <u>ANÁLISIS ESTADÍSTICO</u> | 99 |
| <u>RESULTADOS</u> | 101 |

| | |
|-------------------------------------|------------|
| DISCUSIÓN | 113 |
| CONCLUSIONES | 125 |
| BIBLIOGRAFIA | 127 |
| DIFUSIÓN DE LA INVESTIGACIÓN | 157 |

JUSTIFICACIÓN

Hacer una impresión dental precisa es un procedimiento fundamental y que requiere mucho tiempo en la práctica clínica odontológica. Durante este procedimiento, es crucial garantizar la reproducción de la condición intraoral con la mayor precisión posible, ya que los errores o inexactitudes podrían tener consecuencias en la calidad de la restauración final. A pesar de las mejoras en las propiedades de los materiales (por ejemplo, mejor sabor, menor tiempo de fraguado, ...), la toma de impresiones se considera una maniobra incómoda y desagradable para los pacientes.

Los clínicos que buscan superar las deficiencias de las impresiones elastoméricas convencionales, han incorporado las impresiones digitales como complemento o reemplazo de los materiales de impresión elastoméricos. Una ventaja que se obtiene de la tecnología de digital, además de su comodidad para el paciente y su limpieza, es la capacidad de usar la ampliación digital y las herramientas de control de calidad para resaltar áreas defectuosas. Esto permite la identificación inmediata de defectos, y el clínico puede volver a explorar esas áreas sin tener que rehacer la totalidad de la impresión. Sin embargo, las impresiones digitales también tienen desventajas y, cuando se comparan con las impresiones elastoméricas, existe la posibilidad de una mayor distorsión de la impresión digital, posiblemente debido a una técnica deficiente o las limitaciones específicas de la tecnología de captura de las superficies a explorar.

Con la revolución tecnológica de los últimos años, los escáneres intraorales evolucionan de una forma muy rápida, permitiendo al clínico realizar tratamientos sobre dientes e implantes, de tramos cortos, de una forma previsible y fiable.

Para restauraciones de gran complejidad, como arcos completos, todavía existen algunas limitaciones.

Ender y cols (2015), encontraron que, para los tratamientos de arcos completos, las impresiones convencionales eran significativamente más precisas que las impresiones digitales. Además, Flügge y cols (2013), descubrieron que la precisión de los escáneres intraorales disminuía cuando se realizaba una impresión a múltiples implantes a medida que aumentaba la distancia entre los implantes a escanear.

Desafortunadamente, muchos estudios de precisión tienen un valor clínico limitado porque valoraban uno solo diente y informan de datos de precisión que pueden no extrapolarse a situaciones clínicas más complejas.

Este estudio fue diseñado intentando abordar algunas de estas preocupaciones, en modelos de 4 implantes, fueron comparadas distintas técnicas de impresión convencional con la realización de impresiones digitales.

INTRODUCCIÓN GENERAL

La incorporación de los implantes dentales como un arma terapéutica más y habitual en los planes de tratamiento rehabilitadores de aquellas bocas que los necesitan, ha supuesto una revolución en la odontología. La consecución de la osteointegración de los implantes hoy ya es un hecho que se consigue en el 98% de los casos de forma general. Tasa de éxito muy alta que ha permitido que los procedimientos rehabilitadores que necesitan de la Implantología como sustento, hayan avanzado de manera determinante en los últimos años. La alta predictibilidad del tratamiento con implantes con protocolos de carga temprana o carga diferida convencional, tiempo de espera entre 6 semanas y 4 meses, ha hecho que evolucionen los objetivos clínicos de los dentistas restauradores. La preocupación inicial de conseguir que los implantes se mantuvieran en las bocas de nuestros pacientes, una vez superada, ha dado pie a la búsqueda de la excelencia en lo que a los tratamientos restauradores se refiere. Esta excelencia engloba tanto la evolución en la aplicación de técnicas que permitan la reconstrucción del “marco” que va a rodear las restauraciones, es decir los tejidos que rodean las prótesis, como en la confección de las prótesis propiamente dichas. La búsqueda de un mayor confort para el paciente, así como la adecuación de los tejidos que rodearán implante y restauración, intentando que las restauraciones sobre implantes pasen desapercibidas, comportándose estética y funcionalmente como un diente natural, se han convertido hoy día en los objetivos de los tratamientos con implantes. Dentro de esos objetivos, el poder ofrecer a nuestros pacientes rehabilitaciones de los dientes perdidos en el menor tiempo posible y con una mínima tasa de fracasos y complicaciones es uno de los aspectos en los que trabaja la odontología actual.

La prótesis implantosoportada se ha ido simplificando al largo de los años, debido a que los fabricantes de sistemas de implantes han desarrollado aditamentos prefabricados que permitieron una mayor precisión en la ejecución clínica de los pasos necesarios para la confección de las estructuras implantosoportadas. Dentro de esta secuencia clínica, la toma de impresión y la obtención del modelo maestro constituyen fases determinantes en la secuencia prostodóntica. El objetivo final es el de poder reproducir de forma fiable y precisa la posición tridimensional de los implantes, de forma a que se pueda garantizar el ajuste pasivo que permita un comportamiento clínico a largo plazo exento de complicaciones técnicas o biológicas.

Hoy en día disponemos de suficiente evidencia científica de la eficacia clínica de las prótesis implantosoportadas, siendo comparable a la de las prótesis soportadas por dientes naturales. Como en todo tipo de tratamiento es inevitable la existencia de fracasos en las restauraciones soportadas por implantes dentales. Dichos fracasos se deben en gran medida a complicaciones de tipo biomecánico, como puede ser el desajuste de la prótesis, la deformación o aflojamiento de los tornillos de retención, la fractura de componentes o el fallo de los implantes.

Asimismo, resulta imprescindible que la prótesis implantosoportada presente un correcto ajuste pasivo para minimizar las posibles complicaciones. Se define el ajuste pasivo como la ausencia de espacio entre la estructura y el implante o pilar, y sin la presencia de tensión entre los componentes del sistema implante-prótesis.

Para lograr un correcto ajuste pasivo son importantes varios factores, entre los cuales está una correcta transferencia de la posición tridimensional de los implantes a el modelo maestro. Para lograr este objetivo, se necesita minimizar los errores que se arrastran en los diferentes pasos, como lo es el hecho de que la impresión definitiva sea fiable, así como la técnica de positación o vaciado de la misma. Esta precisión es indispensable por la casi inexistente resiliencia de los implantes al no presentar ligamento periodontal que permite, cuando de prótesis fija sobre dientes naturales se trata, compensar pequeños desajustes. Esta situación se hace más patente en el caso de tener que conectar o ferulizar varios implantes con la misma prótesis o supraestructura.

Una de las ventajas de trabajar con implantes es el trabajar con elementos prefabricados, de dimensiones fijas y constantes. Los sistemas de implantes han desarrollado una serie de aditamentos que permiten, mediante el uso de diferentes técnicas de impresión adecuadas, transferir de forma sencilla y adecuada la posición tridimensional de los implantes y/o de los pilares intermedios a una replica en escayola o resina epoxi, obteniendo un modelo maestro o de trabajo que duplica con una gran fiabilidad la situación real en la boca de nuestros pacientes, permitiendo al laboratorio de prótesis confeccionar la prótesis de manera fiable.

Otro hito de gran trascendencia, que ha impactado de lleno en la odontología, es la incorporación de la digitalización a los diferentes procedimientos, especialmente a lo que a la construcción de prótesis dentales se refiere. Los procedimientos CAD-CAM, o diseño y construcción de prótesis de manera digital, abandonando los procedimientos tradicionales de construcción de coronas y puentes, han aportado a la comunidad odontológica herramientas de una alta precisión, sencillez y limpieza de elaboración de las citadas prótesis. Por otro lado, han conmocionado las maneras de desarrollar el trabajo diario, obligando al clínico y al técnico de laboratorio a incorporar nuevas tecnologías, y por tanto nuevos métodos, a los cuales no está habituado, habiendo de demostrar estos, no solo su bondad en cuanto a su manejo, sino también su fiabilidad en la consecución de resultados. La digitalización en cuanto a la prótesis se refiere, afecta no solo al diseño y fabricación de estas, sino también a la consecución de los registros y elementos de trabajo. Las pastas de impresión, yesos para la confección de modelos, ceras, articuladores, ..., comienzan a pertenecer a un pasado muy cercano, y al mismo tiempo muy lejano, debido a la velocidad a la que los procedimientos digitales se están incorporando al día a día de la práctica odontológica.

Durante la realización de un procedimiento restaurador con prótesis, una de las fases de indiscutible importancia, como se ha comentado con anterioridad, es la duplicación, de la manera más fiable posible, en un registro sobre el cual trabajaremos de las estructuras a restaurar. Sería lo que conocíamos en prótesis convencional, como la obtención del modelo maestro o de trabajo, modelo que se elaboraba a través de una impresión. La tecnología de elaboración de prótesis dentales por procedimientos CAD-CAM, obliga a trabajar con archivos digitales en diferentes formatos. La elaboración de estos archivos se puede obtener de diferentes formas: a- se puede conseguir un archivo digital a partir de una impresión analógica o con pastas de impresión, b- se puede obtener un archivo de manera directa a partir de un escáner intraoral, eliminando lo que sería el procedimiento de toma de impresión convencional.

La mejora en las técnicas y materiales de impresión, con el objetivo de lograr impresiones fiables, ha sido siempre un campo de estudio y desarrollo de intensa actividad. Tanto los clínicos, desarrollando nuevos protocolos de actuación, como la industria, desarrollando nuevos materiales, siguen hoy en día trabajando para lograr la impresión “ideal”.

La revolución digital está cambiando nuestro entorno, y la práctica odontológica no es ajena a este cambio.

La introducción una gran variedad de dispositivos digitales (escáner intraoral, escáner extraoral, escáneres faciales, tomografía computarizada de haz cónico -CBCT-), así como software de procesamiento (diseño asistido por computadora / fabricación asistida por computadora - tecnología CAD-CAM-, software para planificar la cirugía de implantes), además de la aparición de nuevos materiales estéticos para la fabricación de las prótesis en sus diferentes fases y etapas, así como el poder disponer de poderosas y versátiles herramientas de fabricación y creación de prototipos (fresadoras e impresoras 3D), está transformando radicalmente la profesión dental.

En lo que podemos llamar la odontología clásica, se necesitaba de una serie de procedimientos que permitían la posterior confección de coronas y puentes o prótesis fija. Estos procedimientos estaban encaminados a permitir la valoración de las estructuras y dientes remanentes en la boca de nuestros pacientes y a diseñar lo que sería la prótesis ulterior, estableciéndose como esquema guía del tratamiento, lo que conocemos como encerado diagnóstico. Estos procedimientos estaban englobados de forma general, en los siguientes epígrafes:

- Anamnesis e historia clínica.
- Exploración clínica.
- Exploraciones complementarias:

- Examen radiográfico.
- Confección de modelos de estudio.
- Montaje en articulador.
- Preparación de un encerado diagnóstico.
- Prueba de una maqueta o mock-up.
- Toma de fotografías de los diferentes momentos o fases del tratamiento.
- Confección de los modelos de trabajo y elaboración de las prótesis.

Establecer un diagnóstico correcto y un adecuado plan de tratamiento podría ser difícil; las terapias esencialmente dependían de las habilidades manuales y la experiencia del equipo de terapeutas responsables del tratamiento.

Hoy, la revolución digital está cambiando el flujo de trabajo y, en consecuencia, cambiando los procedimientos operativos. En la odontología digital moderna, las cuatro fases básicas del trabajo son: - la adquisición de imágenes, - la preparación / procesamiento de datos, - la producción, - la aplicación clínica en pacientes.

La adquisición de imágenes es la primera fase operativa de la odontología digital y para ello emplea herramientas como son las cámaras fotográficas digitales, los escáneres intraorales y sistemas de estudio radiográfico tridimensional, como el CBCT.

La fotografía digital, combinada con el uso del software apropiado para el procesamiento de imágenes, permite diseñar la sonrisa del paciente virtualmente: diseño digital de sonrisa (DSD), una herramienta valiosa para la previsualización del tratamiento. Facilita el diagnóstico restaurador y sus implicaciones en la sonrisa del paciente. Hoy es un procedimiento ampliamente utilizado, no solo como método diagnóstico, sino también como elemento que facilita la comunicación tanto con el paciente como con otros colegas en el campo de la odontología estética y de la odontología cosmética.

Los escáneres intraorales nos permiten tomar una impresión óptica precisa de los arcos dentales usando un haz de luz. La impresión óptica está sustituyendo el método clásico de toma de impresión con cubetas y materiales plásticos. Este último procedimiento, el cual producía incomodidad a los pacientes y con frecuencia presentaba dificultades técnicas, es muy probable que desaparezca en los próximos años de los consultorios dentales. El uso de los escáneres intraorales permite la obtención de modelos virtuales o archivos digitales que se usaran de la misma manera que se empleaban los diferentes tipos de modelos que se obtenían antes con las impresiones convencionales (modelos de estudio, modelos de trabajo, ...).

De hecho, los datos obtenidos mediante impresión óptica (por ejemplo, el escaneado de preparaciones protésicas) se importan fácilmente al software de procesamiento para diseñar o planificar restauraciones protésicas (modelo de trabajo virtual); los modelos creados de esta manera se pueden reproducir físicamente con materiales de alto valor estético mediante fresadoras tridimensionales.

La obtención de un modelo digital de trabajo puede realizarse a partir de una impresión convencional, mediante el escaneado en un escáner de mesa del modelo de yeso obtenido tras el vaciado de la impresión convencional.

Una vez obtenidos estos modelos de trabajo digitales, se manejan con articuladores virtuales y se relacionan mediante registros de articulación o de oclusión digitales. Mediante el uso del software apropiado se procede a la elaboración de la fase de tratamiento que corresponda: confección de encerados diagnósticos, mock-up, diseño de onlays, diseño de inlays, facetas, estructuras para rehabilitaciones completas, ... Hoy existen programas disponibles para ser usados por el dentista (chair side) o consultorio completo y otros de mayor complejidad para su uso en laboratorios de prótesis. Hemos de tener en cuenta que los procedimientos clásicos de confección de coronas y puentes mediante procedimientos de colado de las estructuras de prótesis fija están en desuso, realizándose la confección de estas en los diferentes materiales a usar en prótesis fija mediante fresado por procedimientos dirigidos de manera digital.

Las impresiones ópticas también pueden aplicarse en ortodoncia y cirugía. En ortodoncia, son útiles en el diagnóstico, registro de las diferentes fases del tratamiento y en el diseño de dispositivos personalizados como los alineadores invisibles.

En cirugía, las impresiones ópticas permiten obtener datos útiles para la planificación de operaciones de implantes. De hecho, la información sobre los tejidos dento-gingivales se puede combinar y superponer con la estructura ósea del paciente, obtenida mediante estudio radiográfico CBCT, gracias al uso de paquetes de software de planificación específicos. Dentro de estos paquetes de software de procesamiento, una vez planificado el caso (diseño de la futura prótesis, establecer número y posición de los implantes), el cirujano puede diseñar guías quirúrgicas para la colocación guiada de los implantes, que se fabrican físicamente mediante fresado o impresión 3D y se usarán en el procedimiento quirúrgico permitiendo insertar los implantes exactamente en la misma posición en el espacio que se había establecido durante el proceso de diagnóstico y planificación. A los implantes colocados a través de un procedimiento quirúrgico guiado pueden aplicarse protocolos de carga inmediata, colocación de la prótesis tras su colocación, utilizando restauraciones protésicas provisionales confeccionadas en resina e

impresas mediante impresoras 3D, imagen física de los dientes diseñados en el proceso de planificación. Esto se conoce como la técnica "full-digital".

La tecnología digital también llega al campo de la cirugía siendo factible el fabricar implantes o injertos óseos personalizados, a medida de nuestro paciente. Mediante la importación de datos del CBCT en un software de diseño específico, actualmente es posible que el cirujano diseñe una serie de implantes personalizados (implantes con forma de raíz, implantes de lámina e implantes maxilofaciales); tales implantes se pueden producir físicamente por medio de procedimientos de fabricación aditiva e impresión en 3D (laser sintering). Con las técnicas de impresión en 3D, que se van estableciendo en el área biomédica, los procedimientos de modelado y la fabricación de implantes "personalizados" se extenderán, los costos de los equipos e impresoras disminuirán, siendo cada vez más accesibles para los profesionales dentales. La posibilidad de utilizar injertos óseos hechos a medida, que ofrecen macro y microtopografía con características controladas, representa una ventaja indudable para el profesional y para el paciente. De hecho, la disponibilidad de injertos personalizados, que se ajusten perfectamente al defecto óseo del paciente de forma individual, simplificará en gran medida y acelerará los procedimientos reconstructivos, consiguiendo un beneficio significativo para el paciente.

Las rehabilitaciones orales con la participación de prótesis sobre implantes dentales son tratamientos altamente predecibles, con un índice de predictibilidad similar al de prótesis sobre dientes naturales. Las restauraciones sobre implantes son tratamientos predecibles, con un índice de predictibilidad similar al de la prótesis fija convencional sobre dientes naturales [1-4].

Lindquist y cols. (1996) valoraron la supervivencia de rehabilitaciones completas mandibulares sobre implantes en 47 pacientes al largo de un período máximo de 15 años, encontrando una tasa de éxito del 98,9% de los 273 implantes evaluados. Así mismo observaron un 100% de éxito en las prótesis colocadas [5]. En otro estudio, Gallucci y cols. (2009) valoraron la supervivencia de prótesis fijas mandibulares implantosoportadas en 45 pacientes, con un tiempo de seguimiento de 5 años. La tasa de supervivencia de los implantes fue del 100% y de las prótesis implantosoportadas del 95,5% [6].

En lo que a la rehabilitación de desdentados parciales se refiere, Ortorp y Jemt (2008) refieren en un estudio longitudinal prospectivo un 96,3 % de supervivencia de prótesis parciales fijas mandibulares sobre un total de 351 implantes con un tiempo de seguimiento de 10 años. Los autores compararon la eficacia clínica de estructura de titanio frente a estructuras de oro coladas convencionales. La tasa de supervivencia acumulada de las prótesis fue de un 93,7% [7].

Naert y cols. (2002) valoraron de forma retrospectiva la supervivencia de prótesis fijas implantosoportadas colocadas en 1022 implantes, en un tiempo medio de seguimiento de 5,5 años. Encontraron un 94,5 % de supervivencia de los implantes y del 96,4% de las prótesis fijas[8]. De forma prospectiva, Lekholm y cols. (1999) reportaron un 85,9 % de supervivencia de prótesis fijas sobre implantes en situaciones de tramos parciales desdentados, en un período de seguimiento de 10 años [8-10].

En una revisión sistemática, Pjetursson y col. (2012) demostraron una supervivencia de implantes del 93,1% a los 10 años soportando prótesis parciales fijas. La supervivencia de las prótesis en el mismo período fue del 93,9%, lo que corresponde a una tasa de supervivencia comparable a las prótesis fijas dentosoportadas convencionales [4].

Encontramos datos similares o en lo que ha la reposición de ausencias unitarias con implantes se refiere, de esta forma Jung y cols. (2013) valoraron de manera prospectiva, el comportamiento de 27 implantes restaurados con coronas unitarias en un tiempo de seguimiento medio de 4,7 años. Presentaron datos con un 100% de supervivencia de los implantes, así como de las coronas [11]. En otro estudio longitudinal retrospectivo, Schneider y cols. (2012) encontraron un 95,3% de supervivencia de coronas implantosoportadas en un tiempo de seguimiento medio de 6,2 años [12].

Vigolo y cols. (2009) valoraron el comportamiento clínico de coronas unitarias restauradas sobre implantes de plataforma ancha de conexión externa, donde aplicaban el concepto de “platform switching” a la prótesis, con el uso de aditamentos más estrechos a nivel cervical, con respecto a la anchura de la plataforma de los implantes. En 182 implantes observados en un tiempo de seguimiento de 5 años, encontraron un 100% de supervivencia tanto en los implantes como en las coronas. Sin embargo, la pérdida ósea periimplantaria fue mayor en el grupo de implantes restaurados con aditamentos que tenían el mismo diámetro que los implantes en comparación con el grupo de implantes restaurados con aditamentos con un diámetro reducido frente al diámetro de los implantes [13].

Jung y cols. (2012) publicaron, en una revisión sistemática, una tasa de supervivencia de implantes del 95,2% a los 10 años, siendo que en el mismo período se observó una tasa de supervivencia de las coronas implantosoportadas de unos 89,4% [1].

A la vista de la literatura más reciente se puede concluir que el uso de implantes dentales para la restauración de tramos edéntulos es eficaz, con independencia del tipo de restauración o prótesis se refiera [14-16].

Los tratamientos con implantes se han convertido en un tratamiento habitual en las clínicas dentales, ello obliga a que los procedimientos clínicos y de laboratorio sean de una alta predictibilidad y de una gran sencillez que permitan su ejecución con relativa rapidez y una baja morbilidad [17].

En cada fase del tratamiento rehabilitador y, por tanto, de la fabricación de una prótesis, existe la posibilidad de incorporar un pequeño error, que conllevará una distorsión posicional de la prótesis con respecto a los implantes. Esto podrá ocurrir durante la toma de impresiones, en la positivación de estas, durante la confección de la estructura definitiva, en la aplicación del material cerámico o polimérico que recubre la estructura, o incluso durante la colocación de la prótesis. El hecho de partir en la confección de la prótesis de un modelo de trabajo correcto facilita el trabajo de laboratorio, ahorrando tiempo de sillón, y permitiendo el desarrollo de un trabajo mas preciso a la hora de fabricar la prótesis [17].

IMPRESIONES CONVENCIONALES

Una de las fases determinantes en el proceso de confección de una prótesis dental, es, sin lugar a duda, el registro y reproducción de las estructuras a restaurar. La duplicación de manera fiel de la situación que el paciente presenta en su boca continúa siendo un reto hoy en las clínicas dentales. Desde que Dunning en 1943 (6) hiciera la primera impresión de escayola para conseguir una réplica de los tejidos orales, han sido muchos los esfuerzos por mejorar los materiales y técnicas para obtener unas impresiones fiables. Ha sido un campo de estudio y desarrollo de intensa actividad, tanto por parte de los clínicos, desarrollando nuevos protocolos de actuación, como por parte de la industria, desarrollando nuevos materiales buscando el lograr la impresión “ideal” [18].

Una impresión dental se define como la reproducción en negativo de los tejidos orales y se usa para confeccionar una replica positiva de los mismos, el modelo, de manera que permita un registro permanente de esos tejidos. Los modelos de trabajo, en concreto, se usarán para la fabricación de una restauración dental o de una prótesis [19].

En los tratamientos restauradores una impresión será la reproducción en negativo de las preparaciones dentales, implantes, dientes adyacentes y tejidos blandos relacionados[20].

Para una correcta toma de impresión, resulta necesario el uso de materiales en estado plástico que cuando sufren el ciclo de polimerización, se convierten en materiales estables y que no sufran distorsiones dimensionales [21].

La impresión ha de ser sea fiel a la realidad, registrando con exactitud la situación real de la cavidad oral del paciente, tanto de las diferentes estructuras presentes, como de las posibles modificaciones en ellas efectuadas. A partir de ese registro fiel, será factible el conseguir modelos que dupliquen con gran precisión, tanto desde el punto de vista anatómico como funcional, las estructuras de la cavidad oral de nuestro paciente. Para ello, la impresión, debe cumplir una serie de requisitos [21]:

Debe presentar una extensión adecuada.

- Estará centrada en la cubeta.
- El material de impresión no debe estar perforado.
- Presentará una superficie lisa y uniforme.

- Manipulación correcta del material de impresión en cuanto a su mezclado y presión con el que se maneja.
- Debe ser estable dimensionalmente.
- El espesor de material será uniforme.

Para la realización de una impresión por técnicas convencionales es necesario la utilización de una cubeta o elemento que nos permite transportar y soportar el material de impresión o material encargado del registro de las estructuras de la boca del paciente [18].

Los materiales de impresión, en el momento de su utilización, son llevados a la boca en estado plástico o semifluido, endureciendo tras un proceso de fraguado, obteniendo de esta forma, una imagen en negativo de las estructuras orales. El modelo se obtendrá, tras el vaciado o positivado de la impresión en diferentes materiales, habitualmente yeso [22-24].

Las cualidades que debe tener cualquier material de impresión son [22-24]:

- Debe ser un material biocompatible.
- Será exacto en la reproducción de detalles.
- Debe presentar estabilidad dimensional, no alterando su morfología a lo largo de los procesos necesarios para la realización de una impresión, como son el mezclado, fraguado del material o retirada de la impresión de la boca del paciente.
- Es necesario que presente una fluidez suficiente que permita introducirse en espacios mínimos como es el surco gingival o en los espacios interproximales.
- El material, una vez fraguado, ha de presentar suficiente elasticidad y flexibilidad como para permitir su retirada, recuperando con fiabilidad su situación inicial.
- La hidrofilia del material es una cualidad deseable dada la dificultad que en ocasiones supone el retirar de la boca completamente la saliva del paciente.
- Es deseable que presente un tiempo de material adecuado, tanto a la hora de manipular el material para prepararlo para su colocación en la boca en óptimas condiciones de mezclado, como para fraguar en un tiempo no exageradamente largo.
- Propiedades organolépticas buscando el que sean lo suficientemente agradables para el paciente como para no provocar su rechazo.
- Económico.

Existen diferentes clasificaciones de los materiales según diferentes criterios, pero la más utilizada es la que diferencia los materiales en función de su rigidez después del fraguado, diferenciándolos en elásticos y rígidos [18].

Los materiales para emplear en prótesis sobre implantes han de cumplir ciertos requisitos, dadas las peculiaridades de las impresiones sobre implantes [22-24]:

- Que sea lo suficientemente rígido para sujetar la cofia de impresión o elemento de transferencia de forma a que prevenga el desplazamiento accidental de la cofia cuando se conecta a la replica del implante.
- Que la distorsión dimensional sea prácticamente inexistente para que no se produzca cambios en la posición registrada de los implantes o pilares existentes en la boca.
- Que presente una resistencia al desgarro y elasticidad adecuadas, así como una correcta resistencia a la tracción, de forma a que la desinserción de la cubeta no provoque la fractura del material, especialmente en las zonas más retentivas.

En la actualidad las impresiones convencionales para prótesis fija se realizan con materiales elásticos irreversibles, elastómeros, y más concretamente con Siliconas de adición o con Poliéteres, debido a la alta calidad de estos (9-11), es por ello que nos centraremos a continuación solo en las características de estos.

SILICONAS DE ADICCIÓN

Los materiales de impresión a base de polivinilsiloxano o siliconas de adición, aparecieron en el mercado en el año 1975 como alternativa a las siliconas de condensación. Consegúan disminuir algunos de los inconvenientes de estos últimos, entre los que destacaba la alteración dimensional como consecuencia de la reacción de polimerización [12].

Son materiales que se preparan mediante el mezclado de dos pastas, una base y otra que contiene el catalizador o activador. Las moléculas que constituyen la pasta base tienen grupos terminales vinílicos en lugar de oxidrilos, como era en el caso de las siliconas de condensación. Estos grupos son los que permiten producir reacciones de adición a partir de la apertura de dobles ligaduras y sin la formación de subproductos. La pasta base contiene un polímero de bajo peso molecular (polimetilhidrosiloxano) y un relleno. La pasta catalizador está compuesta por un polímero de dimetilsiloxano y por un catalizador con pletina (ácido cloropletínico)[25].

Para lograr esta reacción, se prepara una mezcla de la pasta base con otra pasta que contiene una silicona con átomos de hidrógeno en algunos radicales. Con la acción de un acelerador, que habitualmente es un compuesto de platino, se logra el traslado de átomos de hidrógeno a las dobles ligaduras que así se abren. Las valencias libres que se producen en los grupos vinílicos se saturan con las que dejaron vacantes los hidrógenos y, de esta manera, las moléculas originales quedan unidas y entrecruzadas. El catalizador da inicio a la reacción de polimerización, que en un principio termina sin la liberación de productos residuales volátiles, de ahí su estabilidad dimensional, al no ser reactivo terminada la reacción. Sin embargo, en algunos casos la reacción libera iones de hidrogeno, que podrían provocar burbujas en el material, por eso algunos fabricantes han incluido sustancias como el paladio en la composición de este material, que absorbe el hidrogeno liberado. Es por la posible liberación de iones de hidrogeno que se recomienda un tiempo de espera mínimo de 1 hora hasta la positivación de la impresión para no incluir burbujas en el modelo positivado de escayola o resina epóxica [26-28].

El tiempo de trabajo varia entre 2-4 minutos y el tiempo de fraguado total puede variar entre 4-6,5 minutos [29].

Las principales ventajas de las siliconas de adicción son: - unas buenas propiedades mecánicas, debido a que tienen una gran recuperación elástica y son resistentes al desgarro, - alta capacidad para la reproducción de detalles, - una buena estabilidad dimensional pueden ser vaciadas transcurridas 24 horas de la impresión con buena fiabilidad, - el tiempo de polimerización es corto y su manejo fácil, - su viscosidad permite la reproducción, con exactitud, de las estructuras bucales, - se desinfectan fácilmente sin alterar sus propiedades, - es un material muy biocompatible, con un sabor y olor razonable para el paciente [25, 30].

Su naturaleza hidrofóbica era una de sus desventajas, acarreando inconvenientes tanto en la toma de impresión, como en el momento del vaciado [30, 31]. Por ello, últimamente se han desarrollado siliconas hidrofílicas que permiten su empleo en el medio oral húmedo. Casi todas las siliconas de uso en la actualidad, especialmente las de adición, tienen incorporadas en su composición sustancias tensoactivas o surfactantes, con el ánimo de disminuir este efecto. Éstas generan cierta afinidad con el agua en la superficie y con ello, se mejora la capacidad de reproducir los detalles y transferirlos a un modelo de yeso [26, 27, 32].

Se ha comprobado que el látex de los guantes puede liberar compuestos con sulfuro que pueden afectar la polimerización de los polivinilsiloxanos, por lo cual se recomienda que los guantes no contacten con el material durante el mezclado de este. Esto no ocurre con los guantes de nitrilo o vinilo. Parece ser que algunas resinas compuestas o materiales de restauraciones provisionales pueden tener el mismo efecto inhibitorio [18, 19, 33-35].

Existen siliconas de diferente viscosidad, permitiendo al clínico la combinación de pastas con diferente viscosidad en función de los objetivos o indicaciones del tratamiento. Este tipo de material esta disponible en 5 viscosidades diferentes (extra-light, light, medium, heavy, y putty) [25, 36, 37].

En la actualidad, existen dos métodos de mezclado: manual y mecánico. Para el mezclado manual, las siliconas de una mayor viscosidad se presentan en dos pastas, una pasta base y una pasta que contiene el catalizador, las cuales hay que mezclar para que se inicie la reacción de polimerización. En cuanto a las siliconas más fluidas, la pasta final a utilizar se obtiene mediante el mezclado de dos pastas con una espátula hasta conseguir una mezcla homogénea [36, 38].

Actualmente está muy extendido el mezclado mecánico en la dispensación de los diferentes materiales de impresión. La presentación habitual es un cartucho montado en una pistola que termina en una punta de automezcla que pone en contacto las dos pastas de forma homogénea y en una correcta proporción, muy utilizado en la dispensación de siliconas fluidas. Existe la opción de mezclar las siliconas más viscosas de forma automática, mediante una máquina diseñada a tal efecto. El sistema más extendido es el Pentamix® de la casa 3M ESPE, compatible tanto para siliconas, como para poliéteres. Desde un punto de vista técnico se obtiene una pasta más homogénea durante la mezcla, evitando las imperfecciones derivadas de un mezclado incorrecto [18, 19].

POLIÉTERES

Son un polímero cuyo uso para la toma de impresiones en odontología surgió en la década de los 60.

Este tipo de material se presenta en un sistema de dos pastas para mezclar en un sistema base-catalizador. La base esta compuesta por un copolímero de poliéter de bajo peso molecular con átomos de oxígeno alternados con grupos de metileno, además de relleno inorgánico, como el sílice coloidal y plastificantes. La pasta catalizadora contiene un iniciador alifático catiónico que funciona como un agente de enlaces cruzados [30, 39] [29].

El elastómero se forma mediante una reacción de polimerización catiónica por la apertura de los anillos reactivos terminales. El esqueleto del polímero esta formado por un copolímero de unidades óxido de etileno y óxido de tetrametileno [30, 39].

Los poliéteres se suelen presentar en viscosidades distintas (alta, mediana y baja), siendo que las viscosidades más bajas se han introducido para compensar la tradicional dureza de este material en comparación con las siliconas de adición o polivinilsiloxanos. Presentan una recuperación elástica de un 98-99% y una resistencia al desgarro que varía entre 1,8-4,8kN/m en función de su viscosidad. Presentan una contracción de polimerización de aproximadamente 0,3% a las 24h. Son materiales altamente hidrofílicos, y tienen la capacidad de absorber agua, lo cual significa que no se recomienda su almacenamiento en agua o en ambiente húmedo, por el peligro de cambios dimensionales [40, 41].

El tiempo de trabajo está alrededor de unos 2,5-3 min y el tiempo de polimerización es de 6 minutos [42, 43].

Sus principales ventajas, por tanto, son: - una contracción tras la polimerización muy baja, - alta hidrofilia, - una excelente estabilidad dimensional, lo que lo convierte en un material exacto y preciso, su polimerización es rápida, haciéndolo en ocasiones en un periodo de tiempo excesivamente corto [39, 43, 44].

Aquello que es una de sus virtudes, la alta rigidez, merced a la cual se consigue una alta precisión de las impresiones, es al mismo tiempo una de sus desventajas. La citada rigidez puede representar una adversidad en su manejo clínico a la hora de retirar la impresión de la boca, pudiendo hacer que esta se de rigidez del material que se puede introducir en los espacios existentes entre los dientes afectados de un proceso periodontal [39, 44].

Su coste es elevado en comparación con otros materiales elásticos, otra de sus posibles desventajas, pero ofrece muy buenos resultados como material de impresión. Su principal inconveniente es que se han descrito problemas de hipersensibilidad debido a la composición de su catalizador [42].

Los poliéteres se utilizan fundamentalmente en una técnica monofásica, la impresión se realiza en solo momento con independencia de la viscosidad de las pastas que se utilicen, mezclando la base y el catalizador para obtener una pasta homogénea. Su principal presentación es en cartuchos para mezcla automática [39].

| | POLIÉTERES | POLIVINILSILOXANOS |
|---------------------------------------|-------------------|---------------------------|
| Recuperación elástica (%) | 99.0 – 98.3 | 99.9 – 99.0 |
| Flexibilidad (%) | 1.9 – 3.3 | 1.3 – 5.6 |
| Flow (%) | < 0.05 | < 0.05 |
| Límite de reproducción (µm) | 25 | 25 |
| Contracción 24 horas (%) | 0.2 – 0.3 | 0.01 – 0.2 |
| Resistencia al desgarro (g/cm) | 1,700 – 4,000 | 1,640 – 5,260 |

Tabla 1. Propiedades físicas de los materiales de impresión elastoméricos [29].

| | POLIÉTERES | POLIVINILSILOXANOS |
|---|---------------------|---------------------------|
| Preparación | 2 pastas | 2 pastas |
| Manejo | Simples | Simples |
| Facilidad de uso | Buena | Buena |
| Reacción del paciente | Desagradable limpia | Agradable |
| Facilidad de remoción | Fácil | Moderado |
| Tiempo de trabajo (min) | 2.5 | 2 – 4.5 |
| Tiempo de fraguado (min) | 4.5 | 3 – 7 |
| Estabilidad | 1 sem mantiene seca | 1 sem |
| Humectación y la facilidad de positivado | Buena | Justa a buena |
| Material de troquel | Piedra | Piedra |
| Galvanoplastia | Sí | Sí |

Tabla 2. Propiedades de manejo de los materiales de impresión elastoméricos [29].

| POLIÉTERES | | POLIVINILSILOXANOS | |
|---|--|--|--|
| Ventajas | | Ventajas | |
| <ul style="list-style-type: none"> - Alta rigidez - Elevada capacidad de reproducción de detalles - Alta estabilidad dimensional - Hidrofílicos - Tiempo de positivado | | <ul style="list-style-type: none"> - Recuperación elástica elevada - Elevada capacidad de reproducción de detalles - Alta estabilidad dimensional - Tiempo de positivado | |
| Inconvenientes | | Inconvenientes | |
| <ul style="list-style-type: none"> - Dificultad de remoción en caso de zonas muy retentivas - Sabor y olor desagradables | | <ul style="list-style-type: none"> - Pueden liberar hidrogeno - Hidrófobos | |

Tabla 3. Ventajas e inconvenientes de los elastómeros.

TECNICAS DE IMPRESIÓN SOBRE IMPLANTES

Las pastas de impresión anteriormente descritas se desarrollaron fundamentalmente para su empleo sobre dentición natural, especialmente en los casos en los que era necesario la realización de una rehabilitación de las bocas mediante el empleo de prótesis fija. Ello conllevaba la reproducción de manera fiel de las alteraciones que se provocaban en los dientes, buscando un ajuste fino de las prótesis que sobre ellos se colocarían. La precisión y el detalle en lo que a la impresión se refería, pasaba a ser transcendental en lo que al devenir del tratamiento se refiere [45, 46].

El advenimiento de la implantología, su gran difusión y uso en las clínicas dentales, la alta frecuencia de tratamientos, la extensión de las indicaciones de los implantes dentales, la variabilidad de opciones de tratamiento que estos ofrecen, han obligado a que tanto las técnicas como los materiales de impresión evolucionen de una manera rápida para poder satisfacer las demandas de las diferentes situaciones que se presentan las bocas de nuestros pacientes. Los implantes dentales presentaban una situación nueva a la odontología. Ahora el objetivo es duplicar un elemento con una geometría definida y constante, lejos de lo que teníamos que hacer en la dentición natural, en la que cada diente es único y con una morfología individual[47]. La reproducción de la situación oral, de la posición tridimensional de los implantes en las bocas, se podrá conseguir con la combinación de las técnicas clásicas de impresión con la combinación de elementos prefabricados que duplicaran con una gran precisión al implante o pilar presente en la boca. La impresión servirá para ubicar en el espacio esa replica o duplicado de laboratorio del implante real presente en la boca [45].

Para trasladar la posición del implante de manera fidedigna, nos valemos de lo que se conoce como cofia de impresión. Es un elemento prefabricado que encaja por fricción o atornillado en el implante o pilar en la boca del paciente y que quedará incorporada a la impresión una vez que esta se retira de la boca del paciente, permitiendo el posicionamiento tridimensional ulterior de la replica del implante con anterioridad al vaciado de la impresión[48]. Las impresiones en implantología se pueden realizar buscando el duplicar la posición del implante en la boca o se pueden realizar tras la colocación del pilar de prótesis, buscando el duplicar en el modelo de trabajo la morfología y posición tridimensional de este [49].

En prótesis sobre implantes se han descrito varias técnicas de impresión con el objetivo de permitir obtener un modelo maestro preciso que duplique con fidelidad la situación de los implantes y tejidos periimplantarios en la boca del paciente y que permita la construcción de una prótesis con un ajuste adecuado [50].

Con el fin de que una impresión sobre implantes reproduzca de forma exacta la situación real en la boca del paciente, esta debe de lograr los siguientes objetivos [46, 51]:

- La reproducción fiel tridimensional de la posición de cada implante en la boca.
- La reproducción anatómica fidedigna de los dientes vecinos remanentes y de los tejidos blandos de la arcada.
- Que no sea defectuosa, incluyendo en ella “arrastres”, poros o deformaciones.

Requisitos de una impresión sobre implantes:

- El material de impresión a emplear deberá presentar unas propiedades mecánicas adecuadas y unas características de manejo clínico aceptables [21, 52].
- Las cofias de impresión deberán de ser lo suficientemente retentivas para quedarse bloqueadas en la posición correcta sin permitir cambios en su posición, cuando polimerice el material de impresión, con independencia de ser cofias para técnica de arrastre o de reposicionamiento [53].
- Las cofias de impresión deben de tener un ajuste suficiente tanto en la cabeza del implante o del pilar, como en la replica del implante, con unas tolerancias de mecanizado en su fabricación, que no aporten discrepancias clínicamente significativas durante el positivado [54].
- El uso de una cubeta apropiada, estándar, estándar individualizada o individual, es otro factor importante para el logro de una impresión correcta. Ha de cubrir de forma adecuada toda la zona a reproducir y ha de permitir, además, la correcta manipulación de las cofias durante la desinserción de la impresión [55].
- La capa del material de impresión debe ser de espesor y dimensiones adecuadas para que este no sufra deformaciones permanentes tras el polimerizado y durante la retirada de la cubeta de la boca o durante el procedimiento de positivado [56].
- La técnica de impresión empleada debe de permitir que no existan deformaciones permanentes del material de impresión, o desplazamiento de las cofias de impresión, independientemente del tipo de conexión de los implantes, del número de implantes, posición tridimensional o angulación entre ellos [57].

Las técnicas de impresión en prótesis sobre implantes, independientemente de si la impresión se hace a un pilar de prótesis o directamente al implante, se pueden clasificar en

función de la relación que se establece entre la cofia de impresión y el material de impresión una vez fraguado en:

- técnicas de reposición o indirectas.
- técnicas de arrastre o directas.

A- TÉCNICA DE REPOSICIÓN

Esta técnica también se conoce como técnica indirecta. Inicialmente la cofia se atornilla al implante o pilar en la boca del paciente, tras el fraguado del material y la retirada de la impresión de la boca, la cofia permanece en el lugar donde fue atornillada. Esta se desatornilla del implante y se atornilla a la replica o implante de laboratorio, el conjunto se encaja por fricción en la impresión, en la huella que ha dejado la cofia en el material de impresión. Para ello este ha de ser suficientemente rígido y estable, de forma que permita una posición única y estable del conjunto una vez insertado, así como durante las maniobras de vaciado. También requiere que la cofia este diseñada de tal manera que permita la desinserción fácil de la impresión sin fracturas del material de impresión [58]. Esta técnica se usa con un material elastomérico, poliéter o polivinilsiloxano, con una o doble viscosidad. Una de las ventajas de esta técnica es que puede ser usada con cubetas estándar, si bien su uso con cubetas individuales permite un espesor más uniforme del material de impresión y una adaptación más adecuada al contorno del maxilar o mandíbula [59].

B- TÉCNICA DE ARRASTRE

La técnica de arrastre o técnica directa se basa en que la cofia queda incorporada en el material de impresión cuando la impresión se retira de la boca. Posteriormente se acopla en la cofia de impresión la replica o implante de laboratorio antes del positivado.

Esta técnica se puede dividir en:

- técnica de cubeta cerrada o pick-up.
- técnica de cubeta abierta con cofia atornillada.

B1. TÉCNICA PICK-UP CON CUBETA CERRADA

En la técnica pick-up, se encaja una cofia, que suele ser de plástico o teflón, por fricción al implante o al pilar en la boca del paciente. Esta debe de tener una configuración

suficientemente retentiva para que cuando se retire la cubeta con el material de impresión polimerizado, este arrastre, integrado en su interior, la cofia de impresión [60]. Posteriormente se encaja a la cofia la replica de implante o pilar para proceder al positivado. Debido a la naturaleza del material de la cofia, se recomienda en general que las cofias para este tipo de impresión sean de un solo uso, y por lo tanto desechable, dado que su uso repetido puede alterar las propiedades de la cofia como su elasticidad, disminuyendo la fiabilidad de la impresión [61].

La cubeta se podrá usar prefabricada en metal o plástico, o individual.

B2. TÉCNICA DE ARRASTRE CON CUBETA ABIERTA

En esta técnica la cofia se atornilla al implante o pilar en la boca del paciente mediante un tornillo pasante. Es obligatorio que la cofia este compuesta por dos piezas, una que permite su correcto encaje en el implante o pilar, y el tornillo de retención. El tornillo de retención sobresaldrá en una perforación que deberá existir en la cubeta de impresión a este nivel, de forma que una vez fraguado el material de impresión permita el aflojamiento del tornillo de retención antes de la retirada de la impresión de la boca. En la técnica de cubeta abierta, es obligatorio el uso de una cubeta individual acrílica o prefabricada de plástico, para permitir la apertura de pequeñas ventanas en la cubeta que faciliten el acceso al tornillo de fijación de la cofia de impresión. Al retirar la cubeta se arrastra la cofia en su interior. Posteriormente se atornilla a la cofia la replica del implante o pilar, para su positivado. Es fundamental en este caso que la cofia sea suficientemente retentiva para evitar su desplazamiento durante las diferentes maniobras necesarias y debe permitir una posición única, estable y sólida en el material de impresión [62].

C. OTRAS

La búsqueda de la exactitud en la confección del modelo maestro en la prótesis sobre implantes ha hecho que se desarrollen diferentes variaciones de las técnicas anteriormente descritas buscando el minimizar los errores en la transferencia fiable de la posición tridimensional de la posición de los implantes o pilares de la boca al modelo de trabajo o estudio.

1. TÉCNICA DE ARRASTRE CON FERULIZACIÓN DE COFIAS Y CUBETA ABIERTA

Una de las técnicas más usadas es la ferulización previa de las cofias de impresión de arrastre con cubeta abierta con un material rígido, como puede ser una resina acrílica o

composite, o incluso la escayola como forma de evitar los cambios dimensionales del material de impresión.

Se debe de tener en cuenta la contracción de polimerización del material a emplear, e incluso algunos autores recomiendan que la férula debe de estar preparada desde entre 1h-24h antes de la toma de impresión, para evitar al máximo las distorsiones [63].

Otra fórmula consiste en confeccionar la ferulización en un modelo previo entre las cofias usando seda dental como soporte para la resina y una resina autopolimerizable, conformando algo similar a una barra de acrílico que une las cofias. Una vez polimerizada la resina, se realizan secciones muy finas, separando completamente los tramos de la barra que une las cofias. Estos pasos se realizan sobre el modelo previo. En el momento de la toma de impresión, y una vez colocadas las cofias con los tramos de resina en la boca, se procede a la unión con resina de los tramos a nivel de las secciones realizadas. De esta forma, al añadir pequeñas porciones de resina para la ferulización se disminuye la posible aparición de deformaciones, una vez que la deformación del material esta directamente relacionada con la cantidad de resina empleada [64].

2. TÉCNICA DE IMPRESIÓN SIN USO DE COFIAS PREFABRICADAS

Otra técnica descrita es la posibilidad de tomar la impresión a pilares sobre implantes para prótesis cementada sin el uso de cofias de impresión, simulando el mismo procedimiento usado para prótesis fija sobre dientes naturales [65].

Parece ser que la precisión del modelo obtenido es inferior a la de se puede conseguir usando una técnica de impresión sobre implantes con cofias de impresión.

Kwon y cols. (2011) compararon la precisión de modelos obtenidos con una técnica de impresión de cubeta abierta con cofias de impresión atornilladas y con una técnica de impresión de cubeta cerrada sin uso de cofias de impresión, directamente al pilar de prótesis (148). En su estudio usaron un modelo experimental de maxilar superior con 3 implantes contiguos en la zona posterior, situados a nivel de un premolar y 2 molares. En el grupo de impresión sin cofias, atornillaron los pilares para cementar a los implantes con el torque definitivo. En los resultados, se verificaron diferencias estadísticamente significativas, donde la distorsión lineal y rotacional fue mayor en el grupo de impresión sin cofias. Los autores concluyeron que la distorsión lineal y rotacional era directamente proporcional a la distancia entre cada uno de los pilares [66].

3. TÉCNICA DE IMPRESIÓN CON MODIFICACIÓN DE LAS COFIAS DE IMPRESIÓN ATORNILLADAS

Otra variación de estas técnicas consistiría en la manipulación de las cofias de impresión metálicas atornilladas con el fin de obtener una mayor precisión en la impresión.

Vigolo y cols. (2000) compararon una técnica de impresión de arrastre con cofia de impresión metálica atornillada prefabricada, con una técnica donde la cofia se preparaba mediante chorreado con óxido de alúmina de 50 μm a 2,5 bar de presión y posterior aplicación del adhesivo del material de impresión a emplear (poliéter de viscosidad media). Se usó un modelo de resina con un implante unitario de conexión externa hexagonal colocado en la posición del segundo premolar superior. En sus resultados, encontraron que las diferencias entre los dos grupos no fueron estadísticamente significativas en cuanto a la distorsión rotacional de las cofias de impresión, aunque hubo tendencia para una mayor precisión de los modelos obtenidos a partir de las impresiones tomadas con las cofias modificadas [67].

Los mismos autores, en un estudio posterior, demostraron la eficacia de esta técnica cuando es usada en casos con múltiples implantes de hexágono externo distribuidos en una arcada desdentada. Demostraron que era posible disminuir la distorsión en el modelo obtenido, con una menor variación en la distancia entre los implantes anteriores y posteriores (150). Sin embargo, cuando se aplicó el mismo procedimiento en un modelo experimental que simulaba la existencia de 4 implantes de conexión interna, la toma de impresión mediante el uso de la modificación de las cofias atornilladas con el chorreado de óxido de alúmina y el adhesivo del material de impresión no ha demostrado ninguna ventaja sobre el uso de cofias de impresión prefabricadas sin modificar [68].

SISTEMAS CAD/CAM

Las siglas CAD/CAM hacen referencia a una técnica de producción que aúna los conocimientos informáticos, con el fin de aplicarlos tanto al diseño como a la fabricación de piezas. Técnica originaria del mundo de la ingeniería, pero que se ha venido utilizando en multitud de campos [69, 70].

Su acrónimo inglés traducido al castellano quiere decir: diseño dirigido por ordenador/fabricación dirigida por ordenador. Para diseñar usaremos el CAD (Computer Aided Design), mientras que para la fabricación se emplea el CAM (Computer Aided Manufacturing) [69, 70].

El diseño y la fabricación de elementos ayudados de la informática es una tecnología que implica diversas disciplinas, pero que fundamentalmente se basa en el diseño gráfico, en el manejo de bases de datos para el diseño y la fabricación, en control numérico de máquinas herramientas, robótica y visión computarizada, y se conoce como CAD/CAM [69].

Históricamente los CAD comenzaron como una ingeniería tecnológica computarizada, mientras los CAM eran una tecnología semiautomática para el control de máquinas de forma numérica. Estas dos disciplinas se han ido mezclando gradualmente hasta conseguir una tecnología suma de las dos, de tal forma que los sistemas CAD/CAM son considerados, hoy día, como una disciplina única identificable [69].

Las funciones realizadas por un sistema CAD/CAM se resumen en tres elementos básicos que ponen en relación cada una de ellas: - la conversión analógico-numérica de la imagen, - el diseño asistido por ordenador con modelizaciones lineales y superficiales, - la fabricación por control numérico [70].

El término CAD/CAM, aplicado al mundo odontológico, hace referencia a una tecnología que permite realizar restauraciones dentales mediante el apoyo informático de diseño, y un sistema de mecanizado o fresado automatizado que trabaja a sus órdenes. Se introdujo en la odontología en 1971, siendo al principio más experimental y teórico, que clínico, y siempre enfocado al ámbito de la prótesis fija [71].

En 1979, Heitlinger y Rodder, y luego Mörmann y Brandestini, en 1980, empezaron a trabajar en este campo y durante esta década, aparecieron diferentes sistemas como el sistema Duret®, el sistema Minnesota® y el sistema CEREC® [72].

En 1993 surge en Suecia de la mano de la casa Nobel Biocare®, el sistema ProCera®, hoy por hoy, el ejemplo por antonomasia de los métodos mecanizados de confección de restauraciones [72].

La tecnología para la fabricación de restauraciones computarizadas ha evolucionado muy rápidamente en los últimos años, este hecho se debe al éxito de los sistemas existentes en el mercado y a la introducción de nuevos materiales desarrollados específicamente para el uso dental. Han llegado a existir más de 50 sistemas CAD/CAM diferentes [73]. Algunos de ellos fueron superados por los nuevos sistemas y desaparecieron, otros han evolucionado con los adelantos tecnológicos, apareciendo nuevas generaciones del sistema original, encontrándose actualmente en el mercado, pero todos ellos se someten a una continua evolución y desarrollo [74].

En los últimos años, el uso de estos sistemas se ha extendido desde el campo de la prótesis a otras disciplinas, como la ortodoncia o la cirugía. El mejor ejemplo, son los sistemas de cirugía guiada, que nos permiten optimizar la posición de los implantes facilitando los procedimientos de cirugía guiada mínimamente invasiva, reduciendo la agresividad de las intervenciones. Permiten transferir una planificación implantológica realizada sobre el procesado de los archivos radiológicos DICOM, hasta convertir dicha planificación en una guía quirúrgica fresada o estereolitográfica, capaz de guiarnos intraoralmente durante la cirugía, SimPlant® (Materialise/Medical), NobelGuide® (Nobel Biocare AB, Goteborg, Suecia), Facilitate® (Astra Tech Dental), Navigator® (BIOMET 3i), son algunos ejemplos de estos sistemas [75, 76].

Según su capacidad de compartir los datos digitales, pueden ser divididos en dos tipos:

- sistemas cerrados.
- sistemas abiertos.

En los cerrados, todos los procedimientos CAD/CAM, incluyendo la adquisición de datos, diseño virtual y la fabricación de la restauración, están integrados en un sistema único, no habiendo la posibilidad de intercambio con otros sistemas. En cambio, en los abiertos permiten la adopción de datos digitales originados por otros sistemas CAD/CAM [77].

Según el método de captación y producción podemos destacar dos tipos de sistemas [78-80]:

El sistema indirecto (captura de los datos de forma indirecta) genera un archivo digital de trabajo a partir del escaneado con un escáner extraoral o de sobremesa, un modelo obtenido a partir de una impresión convencional en boca y su vaciado posterior en yeso o resina epóxica.

Algunos sistemas ofrecen la posibilidad de escanear la impresión directa sin la fabricación de modelos. En ambos casos, el paso inicial del flujo de trabajo digital es una impresión analógica [81].

El sistema directo (captura de los datos de forma directa) de uso en clínica, en el cual se utilizarán escáneres intraorales con los que se escanea la preparación directamente en la boca del paciente, generando directamente el archivo digital de trabajo. El objetivo de este sistema es eliminar la toma de impresión y el vaciado, disminuyendo así dos pasos que influyen en la precisión del resultado final [81]. Dentro de este sistema existen dos opciones:

- In-office: o totalmente directo, si en la consulta se posee software de diseño y fresadora que permiten fabricar los elementos de prótesis
- Out-office: o semi directo, si se realiza la impresión intraoral en la clínica y los archivos obtenidos se envían a un laboratorio para el diseño y confección y confección de los elementos de prótesis [81].

Existen 3 pasos fundamentales en el concepto de “digital workflow” o flujo de trabajo digital para la fabricación de restauraciones dentales o la creación de modelos dentales virtuales [82]:

1. Digitalización de la preparación dentaria o de la superficie a escanear. Se realiza mediante los escáneres intraorales o extraorales en función de si es una digitalización directa, mediante los escáneres intraorales con los que se escanea las estructuras dentarias o digitalización indirecta en la que se puede escanear modelos, encerados o incluso impresiones. Esta última puede realizarse con los escáneres intraorales o extraorales.
2. Diseño por ordenador. Manipulación del archivo digital para el diseño de las restauraciones dentales. A partir de la información que se obtiene con la digitalización con un software específico de diseño se pueden crear tanto modelos como restauraciones dentarias.
3. Tecnología de producción. Fresado o mecanizado del diseño realizado en el paso anterior. Mediante distintas técnicas de procesado se pueden obtener modelos, restauraciones en diversos materiales.

ESCÁNERES Y ARCHIVOS DE DATOS

Un escáner es una máquina o dispositivo empleado en áreas como la informática, la electrónica y la medicina para la exploración de documentos o imágenes, espacios y el cuerpo humano. Este instrumento tecnológico se encarga de obtener imágenes o información digitalizada de cualquier objeto [83].

Hoy existen escáneres que realizan la lectura tridimensional de los objetos, elaborando un archivo digital en tres dimensiones (3D). Los escáneres 3D se parecen a las cámaras fotográficas. Sin embargo, las cámaras tienen un campo de visión en forma de cono y no pueden recoger información de superficies que estén ocultas. El escáner recoge, en cada “imagen” que toma, información de la distancia de cada punto de la superficie de un objeto dentro de su campo de visión (información geométrica). Normalmente con un solo escaneado no se puede obtener toda la superficie del modelo, por lo que se realizan varios escaneados para poder registrar toda la superficie del objeto y obtener de forma fiel la información necesaria. Todos estos escaneados han de llevarse a un sistema de referencia de coordenadas común, proceso que recibe el nombre de alineamiento, y que conlleva la fusión de todas las lecturas con el fin de obtener un modelo completo del objeto [83].

La información es codificada mediante un sistema binario, el uso de combinaciones de secuencias de dos cifras o dígitos, el 0 y el 1. Un dígito de este sistema de numeración binario es la unidad mínima de información y se conoce como bit, acrónimo del término inglés binary digit. A la combinación de 8 bits se la conoce como byte en inglés, que en su traducción al español corresponde al término octeto. A partir de secuencias de bits (y bytes) se puede representar o codificar, números, letras, palabras o imágenes. Así una letra estará representada o codificada por 1 byte (8 bites), una o dos palabras por 10 bytes (80 bits), o una imagen de resolución media por 100 kbytes (100.000 bits).

Por tanto, el paso de un objeto real tridimensional y palpable a un archivo digital o virtual (una recopilación de datos sobre su forma), es posible gracias a que el escáner analiza el objeto y lo convierte en datos (una combinación de dígitos) que se corresponden con una nube de puntos, a partir de los cuales y mediante el software adecuado, se pueden extrapolar en un proceso llamado reconstrucción para formar el modelo digital tridimensional o malla poligonal (mesh) [4].

NUBE DE PUNTOS

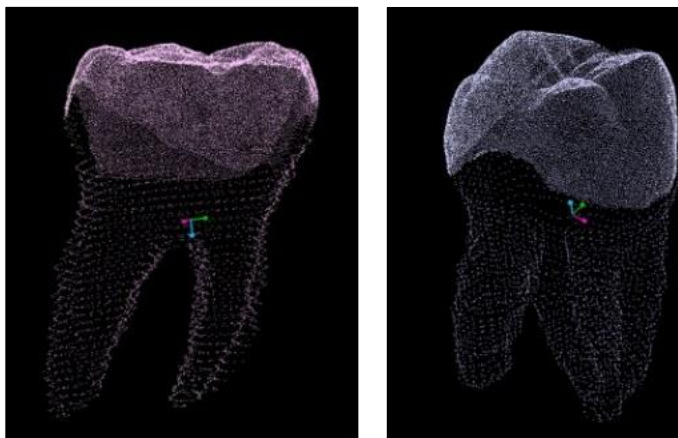
Una nube de puntos es un conjunto de vértices en un sistema de coordenadas tridimensional. Estos vértices se identifican habitualmente como coordenadas X, Y, y Z y son representaciones de la superficie externa de un objeto (figura1) [84].

Las nubes de puntos se crean habitualmente con un láser escáner tridimensional. Este instrumento mide de forma automática un gran número de puntos en la superficie de un objeto, y generan un fichero de datos con una nube de puntos. La nube de puntos representa el conjunto de puntos que ha medido el dispositivo [84, 85] [86].

Las nubes de puntos tienen múltiples aplicaciones, entre las que se incluyen la elaboración de modelos tridimensionales en CAD de piezas u objetos. Aunque las nubes de puntos se pueden revisar y texturizar directamente, habitualmente no se utilizan de esta forma en la mayoría de las aplicaciones tridimensionales, ya que se convierten en modelos de mallas poligonales o mallas triangulares irregulares, modelos de superficie NURBS, o modelos de CAD mediante un proceso denominado reconstrucción de superficies [85, 87].

Hay varias técnicas para convertir una nube de puntos en una superficie tridimensional. Algunos procedimientos como la triangulación de Delaunay o las formas alfa construyen una red de triángulos a partir de los vértices de la nube de puntos, mientras que otros convierten la nube de puntos en un volumen de vóxel y reconstruyen la superficie implícita mediante un algoritmo de marching cubes [88].

Un modelo de nube de puntos no es sino una copia virtual de lo escaneado, compuesto por puntos cuya captura ha sido realizada de forma altamente automatizada. Una vez se realiza la captura de datos, las nubes de puntos son difíciles de inspeccionar y de manejar, por lo que se suelen convertir en modelos de malla poligonal (mesh) (60).



En el campo dental el ordenador traduce la información del escaneado en un mapa tridimensional de la boca del paciente.

Figura 1.
Nube de Puntos.

MALLA POLIGONAL (MESH)

Una malla poligonal (del inglés: polymesh o mesh) es una superficie creada mediante un método tridimensional generado por sistemas de vértices posicionados en un espacio virtual con datos de coordenadas propios [84], [86].

Existen diversos sistemas y algoritmos de creación. Una malla se construye a partir de un mínimo de 3 vértices llamada cara que es la unidad básica de todo polígono tridimensional. Las reglas del modelado tridimensional usan de 4 vértices (quads, poly) a más de 4 (poly) vértices para un efectivo control de superficies, ocultando la arista media de un polígono de 4 vértices aunque en realidad este se componga de dos caras de tres vértices cada una [85].

Este sistema se ha hecho popular debido al uso de la subdivisión que genera superficies fluidas y orgánicas imitando las NURBS que son otro sistema de generación de superficies no poligonales [87].

Unión de los puntos de la nube de puntos formando triángulos, cuadriláteros u otros polígonos complejos. Su formato de archivo informático es “.stl”, que es el acrónimo de Standard Triangle Language este tipo de archivo utiliza una malla de pequeños triángulos sobre las superficies para definir la forma del objeto. Para que un objeto definido en un archivo “.stl” se construya correctamente, los triángulos deben encajar perfectamente entre ellos sin “huecos” ni superposiciones. El “.stl” es un formato estándar que describe solo la forma de la superficie del modelo, sin ninguna representación de color ni textura. Puede generarse a partir de la mayoría de las aplicaciones 3D existentes en el mercado actual (figura 2) [89].

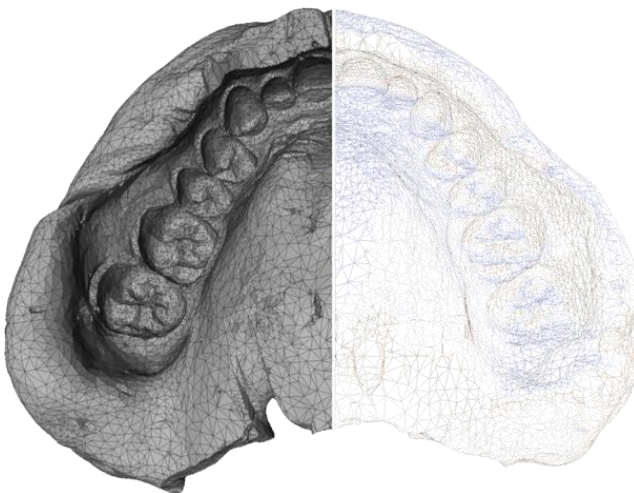


Figura 2. ejemplo de un archivo STL.

La precisión de los sistemas CAD se ha demostrado que dependen de la densidad de la nube de puntos, a mayor cantidad de polígonos, mayor precisión

[90]. Cuantos más triángulos formen la superficie, mayor será la resolución y más grande el fichero (figuras 3, 4, 5 y 6) [89].

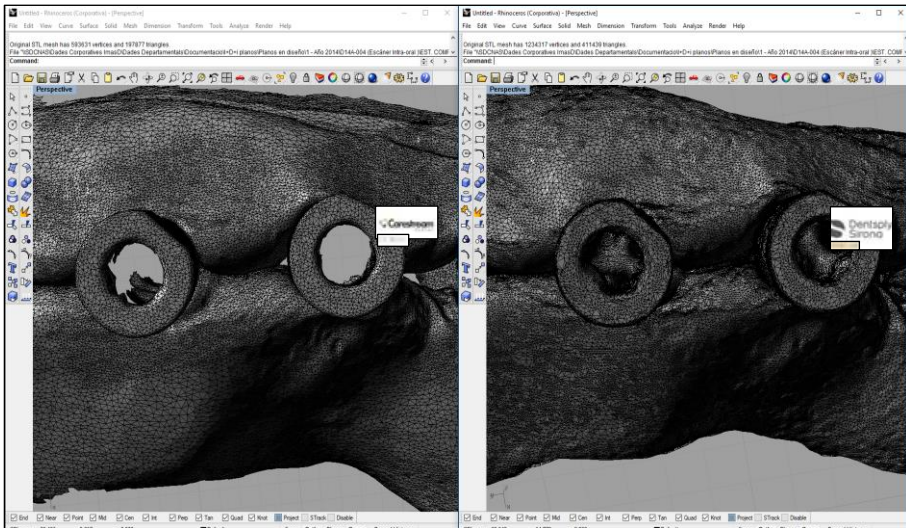


Figura 3. Mismo archivo con diferentes resoluciones.

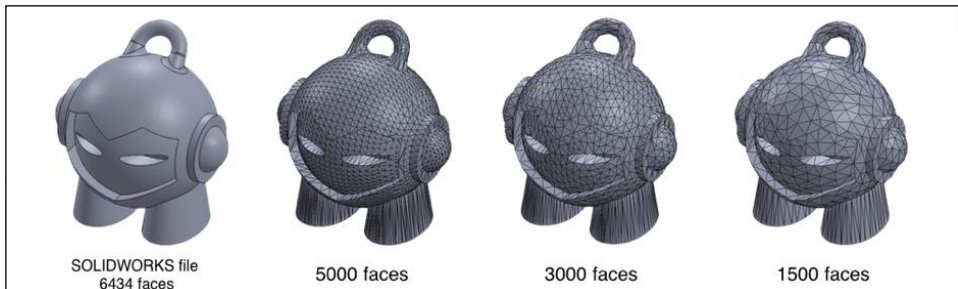


Figura 4. Mismo archivo con diferentes resoluciones.

El grado de resolución es opcional. A mayor resolución menor será la rugosidad o suavidad relativa de un área curvada, lo cual supondrá a nivel práctico una prótesis con mejor ajuste. Por el contrario, a mayor resolución mayor será el tamaño del archivo y más dificultoso es su manejo en los diferentes procedimientos a efectuar, como el transferirlo al laboratorio o al lugar de fabricación para el fresado o sinterización (figura 5) [91].



Figura 5. Ejemplo de resolución de un archivo según el número de triángulos y como consecuencia el peso digital de dicho archivo (63).

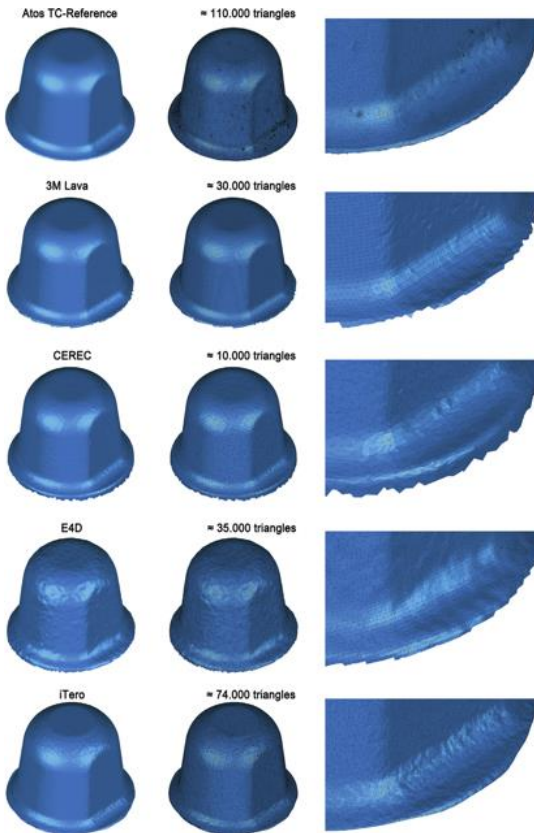


Figura 6. Diferencias en resolución, densidad de malla y topología. La vista de la derecha muestra el margen de preparación ampliado [92].

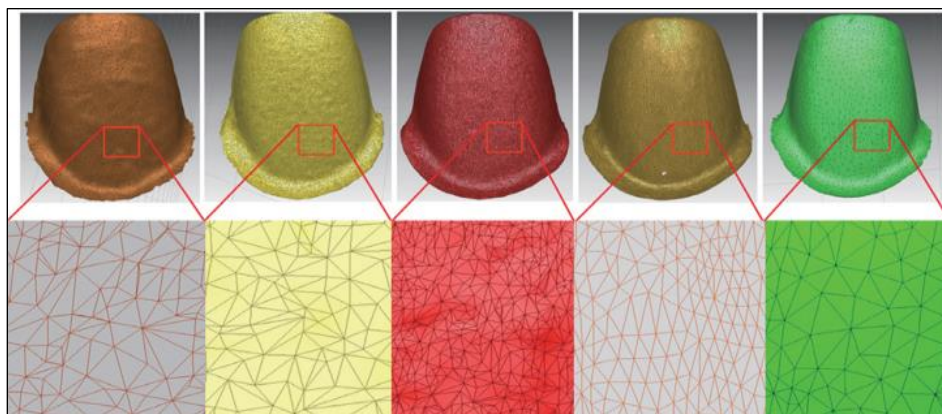


Figura 7. Número de polígonos de la resolución de cada IOS.

Jeong y cols. (64) en un estudio en el cual compararon los archivos generados por 5 diferentes escáneres: de referencia, extraoral de laboratorio, intraoral con tecnología video y intraoral con tecnología fotográfica, mostraron que existían diferencias en la cantidad de puntos captados por ellos, siendo más alta en el escáner de referencia y el del laboratorio, con respecto a los intraorales, teniendo los dos primeros mejores resultados en cuanto a precisión (en el mismo estudio). Si bien se sabe de su influencia, no hay estudios que refieran la cantidad necesaria de puntos captados (figura 7) [93].

Pueden ocurrir errores comunes de escaneado, que supondría el transmitir una información errónea de lo escaneado. Dichos errores no son visibles durante el proceso de escaneado, ni existen estudios que revelen la causa, solo son detectables una vez se exporta el archivo “stl” y se estudia su malla poligonal. Estos errores podrán ser reparados con programas específicos tipo Viscam mesh (Materialise HQ, Leuven, Bélgica), Emendo (Createch 3D, Granada, España), Meshlab (Isti-CNR, Pisa, Italia) Blender 2.78 (Blender, Amsterdam, Holanda), Netfabb (Autodesk, San Francisco, EEUU) [94].

Algunos errores que nos podríamos encontrar son a nivel de (65):

- Bordes dañados (bad edges):

- Situación producida como consecuencia del contacto entre triángulos vecinos en la que no se respeta la regla Vértice-a-Vértice. Es el error más común (figura 8).



Figura 8. Error de escaneado, regla Vértice-a-Vértice

- Normales invertidas:
Situación producida cuando las normales de superficies (polígono) de un modelo 3D están incorrectamente orientadas y apuntan a lados contrarios cuando éstas deben apuntar hacia un lado uniforme. El signo visible de una normal invertida se confunde fácilmente con un hueco o agujero en el objeto (figura).
- Gaps:
Los gaps existen cuando dos triángulos de la malla o superficies “.stl” no conectan bien debido a una triangulación inapropiada de las superficies, por lo que hay que proceder a cerrar o “coserlos” (figura 5).

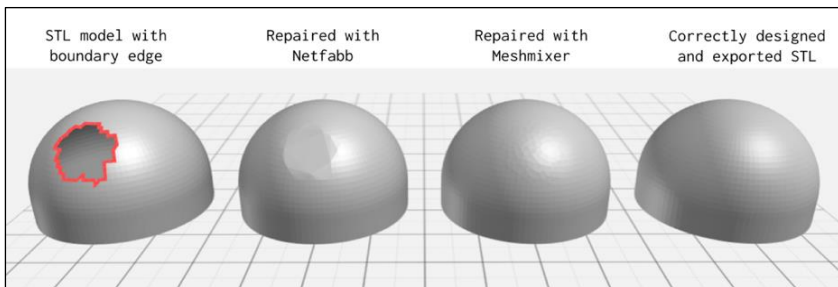


Figura 9. Gap

- Agujeros (holes):

Son triángulos o partes de la malla donde no se hizo bien la traducción desde el sólido o son zonas mal escaneadas donde no se ha cogido toda la información (figura 10).

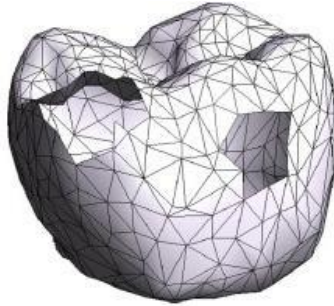


Figura 10. Agujeros

- Superposición de triángulos:
A pesar de que la pieza está cerrada tiene triángulos superpuestos, información superpuesta, pudiendo dar problemas a la hora de fabricar el archivo [95].
- Contornos abiertos:
Cuando los vértices de los triángulos no están completamente cerrados [95].

CLASIFICACIÓN DE ESCÁNERES DE USO ODONTOLÓGICO

El escáner de uso odontológico, según la norma ISO 12836, se define como un dispositivo de digitalización en odontología o dispositivo de obtención de datos de las superficies dentales para el diseño y la fabricación, ayudados por ordenador, de las restauraciones dentales indirectas hechas a medida. Se utiliza para registrar las características topográficas de los dientes y de los tejidos circundantes, de los componentes para la conexión de implantes, de las impresiones dentales, de los modelos dentales obtenidos mediante métodos analógicos o digitales [95].

Existen dos tipos de escáneres de uso odontológico en función de si uso es directamente en la boca o sobre un modelo o impresión:

- Intraorales.
- Extraorales.

A su vez se pueden subdividir según el concepto o forma de trabajar y de la tecnología que utilizan (figura 9):

ESCÁNERES EXTRAORALES

El propósito de cualquier escáner 3D es crear una “nube de puntos” que represente la superficie del objeto que se quiere escanear. Estos puntos se utilizan para extrapolar la forma del objeto, en un proceso llamado reconstrucción.

El escaneado extraoral se puede realizar bien sobre un modelo de escayola obtenido de una impresión con técnica convencional, o bien directamente escaneando una impresión convencional.

Según el mecanismo empleado por el escáner se pueden clasificar en [96, 97]:

- táctiles y mecánicos (o por contacto).
- ópticos (de no contacto):
 - luz láser
 - luz blanca estructurada.

ESCÁNERES TÁCTILES

El escáner táctil o de exploración por contacto consta de un elemento receptor en forma de sonda que recorre con contacto el contorno del modelo a escanear, registrando la orografía o formas del modelo según lo recorre. Gracias a la información obtenida y mediante el uso del software apropiado se conforma una imagen tridimensional.

Este es un sistema de alta precisión si bien el proceso de escaneado es lento. Fueron los primeros en aparecer en la industria. Estos escaneares no se ven afectados por las características ópticas de la superficie del objeto, pero se pueden ver afectados por las características físicas del objeto. Si se quiere medir un objeto blando de un material como goma o silicona, éste se puede deformar, distorsionándose entonces el escaneado [98].

MÁQUINA DE MEDICIÓN POR COORDENADAS

También conocida como CMM, por sus siglas en inglés “coordinate measuring machine”. Es una maquina conformada por una superficie horizontal amplia, generalmente de mármol, con un brazo robótico que se mueve en los tres ejes del espacio. En el extremo de dicho brazo se aloja una sonda o explorador acabada en una bola de rubí o de metal. Dicho brazo entra en contacto con el objeto a medir, registrándose en qué posición tridimensional está situado el brazo, con una precisión de micras [99].

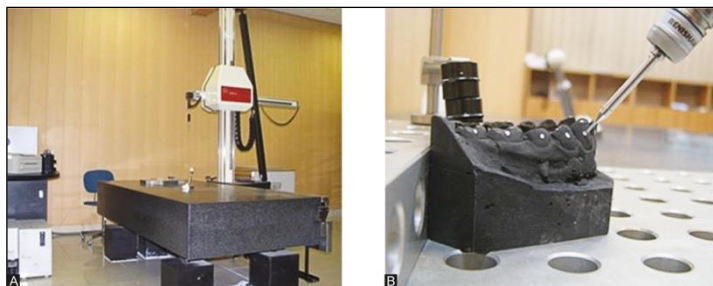


Figura 11. Coordinate measuring machine (CMM). A) Dispositivo vista general. B) Los moldes dentales se colocan para tener los CBP digitalizados por la sonda táctil de la CMM.

La velocidad de escaneado de una CMM es lenta. En el tiempo en el que un escáner óptico mide millones de puntos, una CMM mide una docena de ellos. Tiene dificultades para medir objetos intrincados con formas complejas, al medir una cantidad menor de puntos [99].

BRAZO ARTICULADO

Se trata de un brazo articulado con una sonda en un extremo y sensores angulares precisos en las articulaciones. A partir de la orientación de esas articulaciones se reconstruye la posición de la punta de la sonda. Es útil para medir **formas libres u objetos intrincados [100]**.

COMBINACIÓN DE CMM Y BRAZO ARTICULADO

Son aparatos como una CMM, pero cuyo brazo, en vez de ser rígido, es un brazo articulado.



Figura 12 CMM y brazo articulado

ESCÁNERES ÓPTICOS

Los escáneres de no-contacto emplean algún tipo de radiación electromagnética, como por ejemplo luz, para poder llevar a cabo el registro de sus mediciones.

Estos escaneares, en comparación con los de contacto, son más rápidos y no distorsionan la superficie escaneada, puesto que lo único que contacta con ella es la luz emitida. Sin embargo, la lectura se puede ver afectada por las características de la superficie del objeto a escanear al influir en la luz. Su funcionamiento se basa en la emisión de un haz de luz de diferentes características según la marca o tecnología del escáner sobre el objeto a escanear y una cámara digital capta la luz reflejada. Obteniéndose de esta forma una serie de puntos tridimensionales gracias al proceso de triangulación activa [100].

Este proceso consiste en generar una luz sobre el modelo que es proyectada para que el escáner capte la información en función del ángulo de proyección y del patrón de sombras que

se genera. La escala de profundidad en este procedimiento depende del ángulo de triangulación. Así, el computador puede calcular los datos tridimensionales de la imagen obtenida del receptor.

La ventaja que ofrecen los escáneres ópticos frente a los de contacto es la facilidad de registrar datos en el caso de materiales blandos o frágiles, si bien las propiedades ópticas del material a escanear pueden influir en la precisión del archivo digital a obtener [101, 102].

Dentro de los escáneres ópticos y en función de su tecnología, se pueden encontrar escáneres de luz estructurada, escáneres de luz láser y escáneres de microscopía confocal [100].

En los de luz láser, un haz de luz se proyecta sobre el elemento a escanear y el reflejo de dicha luz es captado por unos receptores que definen la posición de la estructura escaneada mediante un modelo matemático. La existencia de luz puede producir desviaciones en estos reflejos, por tanto, el escaneado debe realizarse en ausencia de luz para evitar falsos registros. Por este motivo es de suma importancia el material con el que se ha confeccionado el modelo, ya que, por el motivo anteriormente expuesto, algunos materiales dificultan el escaneado. Estos escáneres funcionan proyectando un punto de luz sobre el modelo y observando mediante una cámara la altura a la que queda ese punto para deducir por triangulación, la altura a la que se sitúa el punto del modelo que se está observando. Para ahorrar tiempo, en realidad lo que se proyecta es una línea de luz láser, no solo un punto. Estos escáneres producen menos reflejos en la superficie que los de luz estructurada [100].

Un mecanismo similar sigue los escáneres de luz estructurada, un haz de luz blanca o azul es proyectado sobre la superficie del modelo a escanear y los receptores captan el reflejo de esa luz. Con la interpretación de los reflejos obtenidos mediante un algoritmo del contorno del elemento a escanear se obtiene un modelo matemático. La ventaja de estos escáneres frente a los escáneres láser es que no es necesario que el habitáculo en el que se realiza el escaneado sea opaco, ya que la entrada de luz no perjudica el escaneado. De igual modo, también es importante el material con el que esta confeccionado el modelo a escanear, pues hay materiales, que producen reflejos, que dificultan el escaneado. Proyectan un patrón de luz, que puede ser de distintos colores. Aunque lo normal es que se trate de luz blanca o azul, pudiendo ser de otros colores como de luz verde o roja. La diferencia estriba en que la luz ambiente puede influir en la lectura del escáner si la luz ambiente es de un color similar a la de emisión del escáner [100].



Figura 13. Imetric IScan – luz estructurada

El color del objeto también influye en el escaneado. Un haz láser proyectado sobre una superficie roja apenas se verá. Lo mismo ocurre con un escáner de luz azul sobre una superficie azul. Un escáner de luz blanca, al tener un espectro más amplio, se ve menos afectado por esto, pero aún así tendrá dificultades con un objeto completamente negro. Para trabajar más rápido, estos escáneres proyectan muchas franjas paralelas de luz al mismo tiempo, de manera que se obtiene mucha información en poco tiempo. Este aumento en la cantidad de información además hace que sean por lo general más precisos que el resto de los escáneres ópticos [89, 100, 103].

ESCÁNERES INTRAORALES

Los escáneres para uso intraoral en odontología son aparatos portátiles que permiten la obtención de datos digitalizados de las estructuras dentales y sus superficies, de implantes y sus conexiones, así como de los tejidos que las rodean. Tras la obtención de modelos virtuales es posible la confección de restauraciones indirectas hechas a medida ayudados por ordenador mediante métodos convencionales o digitales [104].

Los modelos digitales obtenidos se manejarán con un ordenador siendo susceptibles de entrar en la cadena de producción CAD-CAM. Realizan una captura óptica directa de las superficies presentes en la boca, así como de las posibles preparaciones dentales o implantes que en ella se encuentren [105].

En la década de los 80 se empleó el primer escáner intraoral diseñado para odontología. Fue diseñado por el Dr. Werner Mörmann, y Marco Brandestini. Diversas compañías han desarrollado esta tecnología, creando distintos escáneres intraorales para su uso en clínica de manera cada vez más sencilla y con una mayor fiabilidad y precisión [106].

De forma general, los escáneres intraorales se componen de un cabezal o pieza de mano necesitando esta una fuente de alimentación. La pieza de mano está conectada a un ordenador en el que se dispone del software correspondiente para su manejo [106].

Con la aparición de esta tecnología se busca eliminar las desventajas que ofrece la técnica de toma de impresión convencional o con pastas de impresión como pueden ser [107-112]:

- Incomodidad para el paciente.
- Coste de los materiales de impresión.
- Inestabilidad de los materiales de impresión.
- Dificultad en la toma de impresión.
- Discrepancia geométrica y dimensional existente entre la situación real, la impresión y el modelo obtenido.
- Posibles fracturas en los materiales de impresión que se pueden presentar en el proceso de toma de impresión y del vaciado de esta.

Como ventajas, la realización de impresiones digitales o mediante el uso de escáneres intraorales, se pueden presentar [107, 108, 111-113]:

- La obtención de modelos de alta fidelidad.
- La creación de forma directa de archivos digitales en 3D.
- Capacidad de almacenamiento de la información de forma indefinida. Se facilita el almacenamiento de los modelos dentales. Una vez archivados los modelos digitales no se ven modificados por el paso del tiempo o por las manipulaciones que se pueden realizar sobre ellos.
- La facilidad de manejo de los archivos y de relación con terceros.
- La comodidad para el paciente.
- Trabajo en flujo digital desde el punto de partida o de comienzo del proceso.
- Eliminación de la distorsión producida en los materiales de impresión.
- Previsualización de los modelos virtuales, de especial importancia en el caso de las preparaciones para prótesis.
- Minimiza los procedimientos de desinfección y la posible contaminación cruzada de los tejidos.
- Gran beneficio en la relación coste-tiempo. Disminución del tiempo de trabajo en la clínica.

La utilización de los escáneres intraorales permite eliminar los errores asociados a la técnica de toma de impresiones y confección de modelos al ser eliminados estos dos pasos. Es la información obtenida de manera directa por el escáner intraoral la que se introduce en el flujo de trabajo digital [78].

Los escáneres intraorales que están disponibles actualmente se basan en una tecnología sin contacto físico, en una tecnología óptica como la microscopía confocal, la tomografía de coherencia óptica, la fotogrametría, la visión estéreo activa y pasiva, la triangulación, la interferometría y los principios de desplazamiento de fase. Todos estos dispositivos combinan algún tipo de técnica de imagen con tipologías de fuentes de luz estructurada y componentes ópticos [114-116].

CLASIFICACIÓN DE ESCÁNERES INTRAORALES

Según el concepto de trabajo

No estaría tanto en el escáner propiamente dicho como en la filosofía de trabajo a emplear por el dentista restaurador o responsable de la rehabilitación [117].

- out office desing and milling: En este grupo se situarían aquellos sistemas con los cuales se obtiene una impresión digital y el archivo digital resultante es enviado al laboratorio donde se realiza el diseño de la restauración y su fabricación.
- in office desing and milling: En este otro grupo estarían aquellos sistemas que permiten completar todo el proceso en la clínica (impresión, diseño y mecanizado) durante una única cita utilizando un sistema integrado.

Según la tecnología para la captación de la imagen

- I. Muestreo activo de fuente de onda, video continuo, luz azul.

El método que utiliza para capturar las impresiones consiste en un muestreo activo mediante frentes de onda “AWS” (Active Wavefront Sampling) que permite una técnica de 3D en movimiento (figura 14). Captura 20 imágenes 3D por segundo, velocidad de video, y toma aproximadamente 21 millones de datos por arcada. Captura los datos 3D en una secuencia de video en movimiento y modela los datos a tiempo real, lo que permite visualizar el modelo de forma simultánea al escaneado. Es un escáner de registro continuo, la impresión ha de obtenerse en su totalidad en un solo intento. Necesita de un polvo en la boca del paciente para conseguir un registro correcto. El escáner más conocido con que utiliza esta tecnología es True Definition® (3M,St Paul, EEUU)[78, 117] [118].

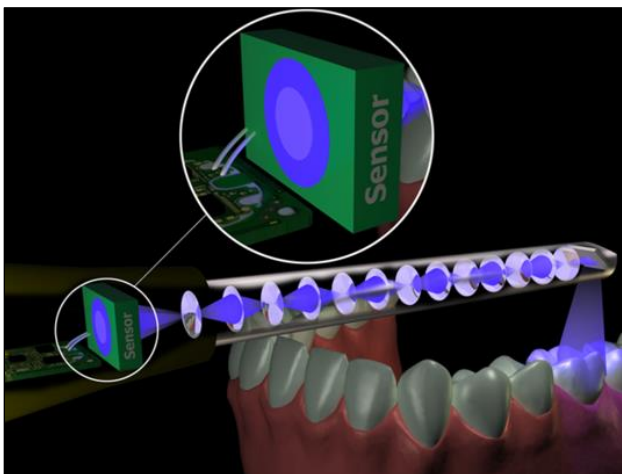


Figura 14. El principio técnico de True Definition® utiliza ‘muestreo de frente de onda activo’ para calcular el modelo 3D de los dientes. Para ello, la imagen reflejada de los dientes se conduce a través de un sistema de lentes y, finalmente, se proyecta en un sensor. Si la imagen está enfocada, la

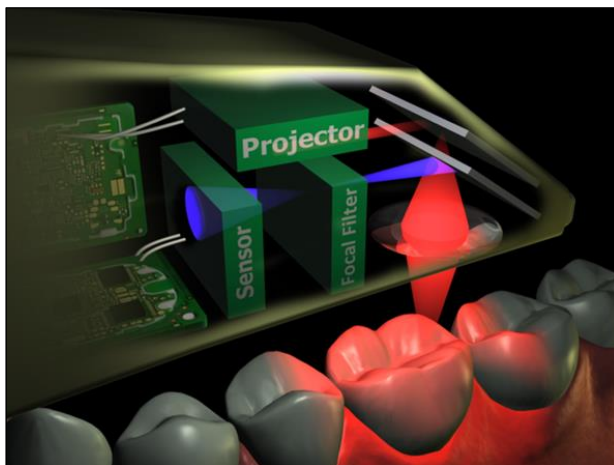
distancia del objeto coincide con la distancia focal del objetivo. Si la imagen está desenfocada, la distancia de la lente al objeto puede calcularse a partir del tamaño de la imagen borrosa a través de una fórmula matemática simple [78].

II. Sistema paralelo confocal

Se trata de un sistema de escaneado óptico, que utiliza láser y está basado en la teoría del “parallel confocal imaging”, producción de imágenes por microscopía confocal paralela por fotogramas secuenciales (figura 15) [119].

El escáner emite un haz de luz por un pequeño orificio, y cualquier superficie a una cierta distancia reflejará la luz hacia un tubo. El aparato proyecta 100.000 haces de luz láser roja, cada tercio de segundo, a 300 profundidades focales de la superficie del diente, y la luz reflejada se convierte en datos digitales. Rechaza la información desenfocada y tiene la habilidad de controlar la profundidad de campo. No necesita polvo para que refleje la luz, y el láser es capaz de registrar todas las estructuras orales. Como no es un escáner continuo, permite al dentista sacar la cámara de la boca, descansar al paciente y secar lo que sea necesario para seguir escaneando. Los escáneres intraorales más conocidos que utiliza esta tecnología son el 3Shape (3Shape A/S (Copenhague, Denmark)) y el escáner Itero® (Cadent Inc (Carstadt, New jersey, EEUU)[78] [117, 119] [118].

Figura 15. El principio técnico del escáner iTero. El escáner iTero utiliza escaneado láser confocal en el que se proyecta un rayo láser (rojo) sobre un objeto. A través de un divisor de haz, el haz reflejado (púrpura) se dirige a través de un filtro focal para que solo la imagen que se encuentra en el punto focal de la lente pueda proyectarse en el sensor. A



medida que se conoce la distancia focal, se conoce la distancia de la parte escaneada del objeto a la lente (la distancia focal). Para escanear todo el objeto, la lente se mueve hacia arriba y hacia abajo, cada vez que se proyecta una parte del objeto en el sensor [78].

III: Tomografía de coherencia óptica o sensor confocal.

Es un sistema basado en luz láser que se divide en dos vertientes, la primera produce imágenes ópticas que centran el haz de luz sobre un espejo del escáner y dirige la luz a la superficie

del diente a escanear. La segunda vertiente de la luz desde se conecta a la línea de retardo óptico y a un reflector. Esta segunda trayectoria de luz (trayectoria de referencia) es de una longitud de recorrido controlado y conocido. La luz se refleja desde la superficie del objeto a escanear, vuelve a través del espejo del escáner y combinada por el acoplador con el paso de luz de referencia a partir de la línea de retardo óptico. La luz combinada está acoplado a un sistema de imagen y la óptica de formación de imágenes a través de un cable de fibra óptica. Mediante la utilización de una fuente de coherencia con poca luz y la variación de la trayectoria de referencia por una variación conocida, el digitalizador láser proporciona una tomografía de coherencia óptica (OCT) sensor o un sensor de reflectometría de baja coherencia. Las ópticas de enfoque se colocan en un dispositivo de posicionamiento con el fin de alterar la posición de enfoque del haz de láser y para funcionar como un sensor confocal. Una serie de segmentos forman la imagen con láser en el objeto a partir de una única posición entrelazada entre dos o varios mapas 3D de la muestra desde la misma posición de la muestra. El escáner intraoral más conocido que utiliza esta tecnología es el E4D (D4D Technologies, LLC (Richardson, TX)) [117] [118].

I. Microscopia confocal combinada con triangulación, luz azul.

Está basada en los principios básicos de la microscopía confocal y una técnica de triangulación activa que utiliza una especie de luz azul visible emitida por un diodo LED azul como su fuente de luz para la captura de imágenes. El escáner proyecta un haz de luz a un objeto y cada rayo de luz se refleja en el sensor donde se mide la distancia entre el haz de luz proyectada y luz reflejada. El ángulo existente entre el emisor de luz y el sensor es conocido y por ello la distancia al objeto se puede calcular con el teorema de Pitágoras por triangulación (figura 16). El escáner más conocido que utiliza esta tecnología es el Sistema Cerec (Sirona Dental System GmbH (Bensheim, Germany)) [78] [120, 121].

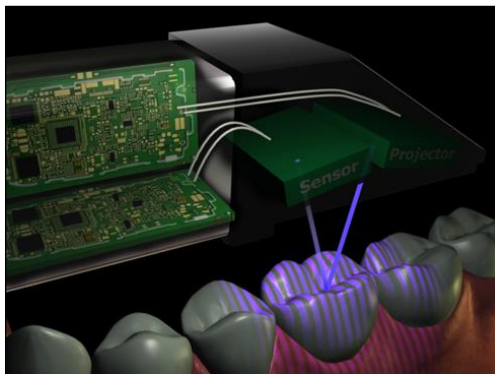


Figura 16. El principio técnico del escáner Cerec. El Cerec proyecta un patrón de franja de luz en el objeto. A medida que cada rayo de luz se refleja en el sensor, se mide la distancia entre el rayo proyectado y el rayo reflejado. Debido a que se conoce el ángulo fijo entre el proyector y el sensor, la distancia al objeto se puede calcular a través del teorema de Pitágoras, ya que ahora se conocen un lado y un ángulo (el ángulo fijo)

del triángulo. De ahí el nombre de "triangulación" [78].












| Sistema | Imagen | Condicionamiento de superficie | Tecnología de captación de imagen | Estrategia de escaneado | STL exportación |
|--|---|--------------------------------|---|---|---|
| CEREC Bluecam (CER; Sirona Dental Systems); |  | polvo | Active triangulation, single image shot | Buccal, occlusal, and oral image from every tooth, camera flip at midline | Direct via CEREC-Connect portal |
| CEREC Omnicam (OC; Sirona Dental Systems); |  | ninguno | Active triangulation, continuous images | Scan path: occlusal, buccal and oral direction of 1 quadrant, adding of second quadrant with same procedure | Direct via CEREC-Connect portal |
| Cadent iTero (ITE; Cadten Ltd) |  | ninguno | Confocal laser, single image shot | Guided scanning according to software instructions | After uploading to Cadent Center and central postprocessing |
| Lava COS (LAV; 3M ESPE) |  | polvo | Wave front sampling, continuous images | occlusal, buccal and oral direction of 1 quadrant, adding second quadrant with same procedure | 3M Connection Center and central postprocessing |
| True Definition Scanner (T-Def; 3M ESPE); |  | polvo | Wave front sampling, continuous images | occlusal, buccal and oral direction of 1 quadrant, adding second quadrant with same procedure | 3M Connection Center and central postprocessing |
| 3Shape Trios (TRI; 3Shape) |  | ninguno | Confocal laser, continuous images | Scanning according to manufacturer's manual | Directo via 3Shape Communicate Portal |
| 3Shape Trios Color (TRC; 3Shape). |  | ninguno | Confocal laser, continuous images | Scanning according to manufacturer's manual | Directo via 3Shape Communicate Portal |
| Planmeca® Emerald Scanner |  | ninguno | Multi-color laser based streaming | Scanning according to manufacturer's manual | Directo |
| Carestream CS 3500 |  | ninguno | Active triangulation | Scanning according to manufacturer's manual | Directo |
| CS 3600 Intraoral Scanner |  | ninguno | Parallel Confocal | Scanning according to manufacturer's manual | Directo |
| Dentium rainbow iOS |  | ninguno | Active triangulation | Scanning according to manufacturer's manual | Data transfer via cloud-based platform; (directo) open STL export |

Tabla 4. Tipos y propiedades de los scanners.

PROTOCOLO DE ESCANEADO

El protocolo de utilización de un escáner intraoral es relativamente sencillo. El usuario debe mantener el cabezal del terminal a una distancia determinada del objeto a registrar y que está recomendada por el fabricante. El escáner se ha de mover gradualmente desde diferentes angulaciones por encima de las superficies que se pretenden escanear [108, 110, 113, 122].

Es importante seguir una secuencia de escaneado constante para todos los casos, normalmente sugerida por el fabricante y según el tipo de escáner a emplear. Se escaneará los dientes y tejidos aledaños del maxilar y mandíbula, y por último la relación intermaxilar [108, 110, 111, 113].

Para arcadas completas podemos utilizar diferentes estrategias de escaneado siguiendo las recomendaciones de los fabricantes:

La realización de un movimiento lineal siguiendo todas las superficies ocluso-palatinas, posteriormente se realizará el escaneado de las superficies vestibulares de los dientes de la arcada de la que se esté realizando el registro[113]. Esta estrategia limita la distorsión espacial, finalizando la captación en la posición inicial, evitando el error direccional. Los registros más imprecisos son los de las áreas interproximales, son las zonas en las que se ha de tener un especial cuidado y atención [108, 110, 111, 122].

Barrido en "S", primero en vestibular, posteriormente en oclusal y por último en lingual de cada diente a registrar, como se observa en la figura 17 [113, 122].

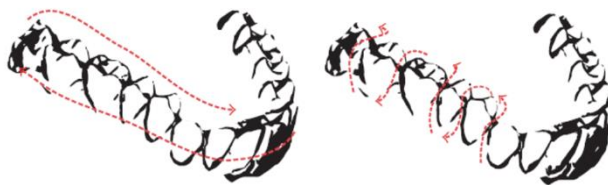


Figura 17. Patrones de escaneado.

Muller y cols (2016) comparan 3 estrategias de escaneado de modelos de arcadas completas [122]:

- En la estrategia A, en primer lugar, se escanearon las superficies bucales de los dientes a partir del aspecto distobucal del segundo molar superior derecho y regresando del lado oclusal-palatino.
- La estrategia de exploración B comenzaron en las superficies oclusal-palatinas del segundo molar superior derecho, avanzando hacia el otro lado del arco e incluyendo siempre dos superficies, y regresando desde el lado bucal. Esta fue la estrategia recomendada por el fabricante.
- La estrategia C exploraba secuencialmente las tres superficies de un diente (bucal a oclusal a palatino), realizando un movimiento tipo S desde el segundo molar superior izquierdo al segundo molar superior derecho, todo en una dirección y sin regresar al punto de partida.

Si bien las tres estrategias de digitalización intraoral de arco completo no tuvieron un impacto estadísticamente significativo en la exactitud, la estrategia C (tipo S, unidireccional) mostró la exactitud más pobre. La precisión fue más alta para la estrategia de exploración B (primeras superficies oclusal-palatinas seguidas de las superficies bucales) y más baja para A (primeras superficies bucales seguidas de superficies oclusales-palatinas). Por lo tanto, la estrategia de escaneo B puede ser recomendada, ya que proporciona la más alta precisión y exactitud en los escaneos de arco completo (figura 18) [122].



Figura 18. Patrones de escaneo 2.

VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LAS IMPRESIONES DIGITALES CON RESPECTO A LAS IMPRESIONES CONVENCIONALES

A continuación, se repasarán las ventajas y desventajas de las impresiones digitales con respecto a las impresiones convencionales con cubetas y pastas de impresión [123-127].

- Confort para el paciente.
- La posibilidad de realizar la captura de la información de ambas arcadas del paciente, su relación intermaxilar y confeccionar unos modelos virtuales, es una de las principales ventajas de las impresiones digitales.
- En muchas ocasiones las impresiones convencionales o físicas producen incomodidad a los pacientes bien sea por la presencia del material de impresión, por el uso de cubetas o por el procedimiento de toma de impresión en si mismo. La sensación de ahogo, dificultad para respirar, náuseas, dolor, ..., son sensaciones que se encuentran con frecuencia en las clínicas dentales.
- Las impresiones digitales son en general bienvenidas por parte de los pacientes y son mejor toleradas que las impresiones convencionales.
- Tiempo de trabajo.

Varios estudios han demostrado que las impresiones digitales permiten reducir los tiempos de trabajo en comparación con las impresiones convencionales. El tiempo de escaneado para ambas arcadas varía según el escáner y la destreza de quien lo utiliza. De forma general se puede decir que el tiempo necesario para una arcada oscila alrededor de los 3 minutos. Sería un tiempo similar al necesario para la toma de una impresión convencional, no lo es si se tiene en consideración el hecho de la obtención directa del modelo virtual y la facilidad para el manejo de dicho modelo. El hecho de no ser necesario la confección de modelos de escayola y la facilidad de envío de los archivos obtenidos, hace que la reducción del tiempo de trabajo sea sustancial con respecto al procedimiento de obtención de modelos convencional [123-126].

Para las clínicas dentales equipadas para diseñar y fabricar restauraciones con sistemas chair side, los archivos capturados durante las impresiones digitales se importan al software de diseño asistido por computadora (CAD); una vez que se completa el diseño de restauración, los archivos pueden transferirse al software de fabricación digital (CAM) y colocarse en la fresadora [123].

MANEJO CLÍNICO

Como cualquier procedimiento a incorporar en la clínica diaria, la realización de impresiones digitales tiene una curva de aprendizaje. Una vez completada esta, el uso de escáneres intraorales tiene una serie de ventajas desde el punto de vista clínico[123-127]:

- Simplicidad del procedimiento de toma de impresión.
- Previsualización de las preparaciones dentarias en el caso de que estas existan.
- Limpieza del procedimiento al no existir materiales de impresión y su manipulación.
- Valoración inmediata de los modelos virtuales obtenidos.
- Se evita el posible deterioro de las impresiones en su proceso de confección y manipulación.
- No es necesario el proceso de vaciado y confección de modelos de yeso.
- Comunicación con el técnico dental.

Con IOS, el dentista y el técnico dental pueden evaluar la calidad de la impresión en tiempo real. De hecho, inmediatamente después de realizar el escaneado, se pueden enviar los archivos digitales de los modelos virtuales por correo electrónico al laboratorio. De esta forma y manera, el técnico puede verificar la validez de los modelos [123, 124, 127].

Otra gran ventaja es el poder disponer simultáneamente de los mismos archivos digitales de trabajo, clínica y laboratorio, para proceder al intercambio de opiniones sobre el desarrollo de los tratamientos [123-126].

Comunicación con los pacientes

Es innegable que las impresiones digitales y, mejor dicho, los modelos virtuales facilitan la comunicación clínico-paciente, consiguiéndose una comunicación más efectiva gracias a la plasticidad de los modelos obtenidos y a la sencillez de su manejo. El paciente puede ver y comprender de una forma gráfica aquello que el clínico pretende transmitir sobre su tratamiento. Sin duda, su uso puede tener un impacto positivo en el tratamiento general (figura 19) [123, 125-127].

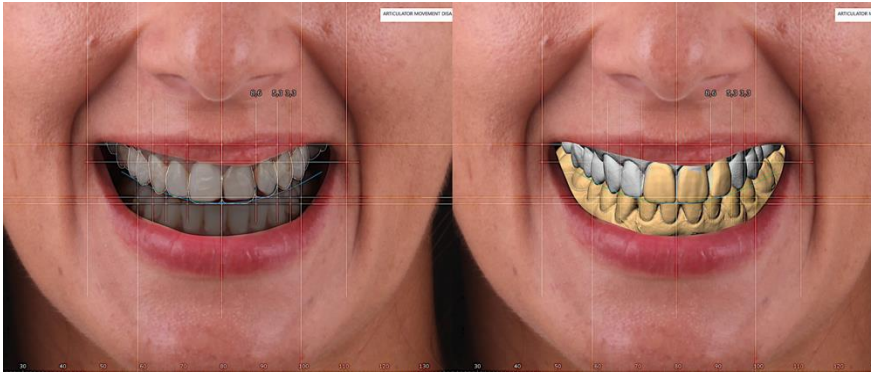


Figura 19. Mock Up virtual.

Además, los pacientes que están interesados en la tecnología y lo mencionan a sus conocidos y amigos, favorecen el que se eleve la consideración de los centros dentales equipados con estas tecnologías. Indirectamente, el IOS se ha convertido en una herramienta publicitaria y de marketing poderosa (Figura 20) [127-133].



Figura 20. Modelos virtuales.

Curva de aprendizaje

Existe una curva de aprendizaje para incorporar el IOS en la clínica dental. Este aspecto debe considerarse con atención. En cualquier caso, la incorporación de un dispositivo de este tipo

a la práctica diaria requiere de un tiempo de aprendizaje y familiarización con el dispositivo y su manejo [80, 134-137].

A los sujetos con una mayor afinidad por el mundo digital y de la tecnología, les resultará más sencillo el incorporar el IOS en su práctica. Los dentistas de mayor edad en general y con menos experiencia y pasión por las innovaciones tecnológicas, podrían encontrar que el uso de estos dispositivos y el software relacionado son más complejos que su práctica habitual convencional [80, 134-137].

Es una tecnología en constante cambio, tanto la tecnología en si mismo como su manejo y aplicación en la clínica dental. La implantación del flujo digital en la práctica odontológica obliga a estar abiertos a un aprendizaje constante, con cambios que se producen a una gran velocidad. La coexistencia en la boca de nuestros pacientes de dientes naturales e implantes dificulta en este caso la utilización de los escáneres intraorales. Estos han demostrado que se comportan con una mayor dificultad en aquellos casos en los que existen un elevado número de implantes en las bocas de los pacientes [80, 134-137].

Limitaciones técnicas

Uno de los problemas más frecuentes encontrados con las impresiones digitales es la dificultad para detectar líneas de terminación profundas en dientes tallados o en el caso de que exista sangrado. En algunos casos, y especialmente en áreas estéticas en las que es importante que el clínico coloque los márgenes protésicos subgingivalmente, puede ser más difícil que la luz detecte correctamente toda la línea de terminación. A diferencia de los materiales de impresión convencionales, la luz no puede separar físicamente la encía y, por lo tanto, no puede registrar áreas "no visibles" [80, 125, 134-136, 138-141].

Problemas similares también pueden ocurrir en caso de hemorragia, ya que la sangre puede oscurecer los márgenes protésicos. A pesar de esto, con la atención y la velocidad adecuadas (el surco gingival tiende a cerrarse inmediatamente después de retirar el hilo de retracción) y las estrategias apropiadas para resaltar la línea de preparación (inserción de un cordón de retracción simple o doble) y evitar el sangrado (excelente salud de los tejidos circundantes y utilización de prótesis provisionales con el perfil de emergencia correcto), es posible que el clínico consiga una buena impresión óptica incluso en contextos difíciles [80, 125, 134-136, 138-141].

Recientemente, algunos autores han sugerido combinar estrategias, es decir, usar en parte materiales de impresión convencionales. Más allá de eso, una buena impresión óptica es el

resultado de muchos factores, a saber: a- la calidad de la preparación protésica, b- la salud de los tejidos aledaños a la preparación, c- la bondad de las restauraciones provisionales [80, 135, 138-140].

Estas consideraciones son todas válidas para dientes naturales, pero no para implantes dentales, donde el uso de cuerpos de escaneado (scanbodys) acoplados con precisión a los implantes facilitan la realización de impresiones digitales sobre ellos. Es verdad que una de las dificultades que presenta el flujo digital de confección de prótesis fija sobre implantes, es cuando se encuentran en la misma arcada un número elevado de estos (superior a 6 elementos)[125, 134, 137-139, 142].

La toma de impresión de múltiples implantes presentes en la misma arcada presenta uno de los retos a solventar por esta tecnología. Es uno de los puntos donde la curva de aprendizaje y la aplicación de diferentes protocolos cobran una mayor importancia [137-139].

Costes

Si bien la adquisición de un equipo de escaneado intraoral supone un desembolso importante para un consultorio dental, su uso de forma habitual reduce tanto la inversión en materiales de impresión, cubetas estándar e individuales, como los tiempos de manipulación de materiales, impresiones, confección de modelos, envíos al laboratorio de prótesis, ... [123, 125, 138-140].

La relación coste / beneficio es altamente favorable para el uso de los escáneres intraorales en una consulta con una utilización de tipo medio. Su uso está indicado en la confección de modelos de estudio, prótesis fija, estética dental, ortodoncia, prótesis sobre implantes, confección de férulas de descarga, ... [123, 125, 138-140].

Según el escáner intraoral a utilizar es necesario incorporar a los costes por su uso, la compra de actualizaciones de software y en algunos casos el pago de licencias para el uso de software para la confección de modelos. Este apartado varía en función del modelo de escáner con el que se trabaje [123, 125, 138-140, 142].

SCANBODYS

Los implantes dentales, a diferencia de los pilares naturales, dada su posición en la cresta ósea, la relación de su porción más coronal con respecto a la mucosa oral que los rodea, y su configuración interna, impiden la captura digital (figura 21) [143-146].

Para la toma de impresiones es necesario la utilización de un cuerpo de exploración específico y apropiado para cada implante llamado scanbody. Es el dispositivo utilizado como transfer para impresiones digitales, para establecer virtualmente la posición en 3D de la plataforma del implante y su relación con el resto de la boca. Es un aditamento que se atornilla al implante directamente y, gracias a una geometría determinada, permite al escáner reconocer el tipo de implante y su posición en la arcada dentaria. En el caso de la utilización de un escáner de sobremesa el scanbody se atornillará al análogo de laboratorio del modelo maestro, transfiriendo la información de la localización, posición respecto a las otras estructuras, angulación, diámetro y conexión del implante utilizado. Debe ser compatible tanto con el sistema de implantes utilizado, como con el sistema digital de captura y software de diseño [143-146].

Al igual que sucede con las impresiones sobre implantes convencionales y las copias de transferencia a tale efecto, el ajuste de los scanbodys es decisivo para una transferencia de alta precisión de la posición tridimensional, siendo una variable muy importante en la fabricación de prótesis con sistemas digitales. En su manejo es importante realizar una radiografía periapical de control una vez el scanbody está atornillado para comprobar su buen asentamiento [144].

Existe una discrepancia en el ajuste de los scanbodys una vez colocados sobre implantes o análogos de los implantes, Stimmelmayer y cols. en el 2012 informaron de la existencia de una discrepancia media en el ajuste de los scanbodys de 39 μm cuando estos se colocan sobre los implantes originales y sólo 11 μm cuando se utilizan sobre los análogos de los implantes [143].



Figura 21. Diferentes tipos de scanbodys:

PRECISIÓN, EXACTITUD Y RESOLUCIÓN

I. Exactitud

Es la capacidad de un instrumento de medida de acercarse al valor de la magnitud real. Al tratarse de varias mediciones es la distancia a la que se encuentra la medida efectuada de la media de las mediciones [98].

Exactitud es la cercanía del valor experimental obtenido al valor exacto de dicha medida. El conocimiento del valor exacto de una magnitud física es un concepto utópico, ya que es imposible conocerlo sin alguna incertidumbre (figura 22) [113, 144].

II. Precisión

Es la dispersión del conjunto de valores obtenidos de mediciones repetidas de una magnitud. Cuanto menor es la dispersión mayor es la precisión. Una medida común de la variabilidad es la desviación estándar de las mediciones y la precisión se puede estimar como una función de ella [147, 148].

Se dice que un instrumento o procedimiento es preciso si sus resultados son consistentes cuando se aplica más de una vez al mismo individuo bajo las mismas circunstancias. La precisión de un procedimiento se ve afectada por dos factores fundamentales: la variación propia del instrumento o procedimiento y la variación del examinador. La primera de ellas tiene que ver con la calidad y calibrado del instrumental de medida y diagnóstico. La variación del observador o examinador está relacionada con su entrenamiento, formación y capacidad, y también se llama error del examinador. A menor variación de éste, mayor precisión se consigue a la hora de realizar una prueba y, por tanto, más válido será el resultado (Figura 22) [147-149].

III. Resolución

Es el cambio más pequeño en una magnitud física que se esté midiendo que es capaz de ser detectada por el instrumento de medida. Por ejemplo, en el caso de una cámara fotográfica digital es el tamaño de un píxel. Cualquier detalle que se quiera fotografiar que sea más pequeño que un píxel no será detectado. Viene indicado indirectamente por el número de píxeles del sensor de la cámara, porque cuantos más haya, más pequeños son para el mismo tamaño de sensor y por tanto aumenta la capacidad de registrar objetos pequeños o de registrarlos con más detalle [98].

En el caso de un escáner 3D, se trata del número de puntos que es capaz de medir por unidad de superficie. Cuanta más resolución tenga, será capaz de detectar características más pequeñas de un objeto [98].

Según la norma ISO 5725-1 los términos “exactitud” y “precisión” se utilizan para describir la precisión de un método de medición.

Exactitud se refiere al grado de concordancia entre la media aritmética de un amplio número de resultados de la prueba y el valor real o aceptado.

El término precisión se refiere al grado de concordancia entre los propios resultados de la misma prueba, realizada varias veces incluso aunque no coincidan con el valor real. El término precisión se utiliza en general para referirse a la exactitud y precisión.

La norma ISO 12836:2015 en Odontología para los sistemas de digitalización CAD/CAM para realizar restauraciones indirectas apunta también a otros conceptos y definiciones importantes para estudiar el comportamiento de estos sistemas. Repetibilidad se refiere al grado de concordancia entre los resultados de mediciones sucesivas que lleva a cabo el mismo operador bajo las mismas condiciones de medición. Reproducibilidad se refiere al grado de concordancia entre las distintas mediciones llevadas a cabo por un mismo operador, pero con diferentes condiciones. Las nuevas condiciones pueden incluir, la ubicación, condiciones del uso, el observador, el tiempo... [150-152].

Existen diversos factores que afectan el comportamiento los escáneres intra-orales. De forma general, estos posibles factores pueden estar relacionados con el dispositivo, el operador y el modelo o indicación clínica [150-152].

Los factores que dependen del sistema o dispositivo podrían incluir, la tecnología de escaneado, estado del equipo, escáner y la temperatura o iluminación de la habitación o iluminación del campo oral [150-152].

Los factores relacionados con el operador están principalmente relacionados con la experiencia del operador, destreza, técnica de escaneado y protocolo de escaneado [150-152].

El modelo o indicación clínica podría ser subdividido en el tipo de investigación, modelos in vitro e in vivo. Para el modelo in vitro, el diseño del modelo de simulación (tipodonto) tanto si es total o parcialmente edéntulo, la extensión de la brecha o espacio edéntulo, el material

del modelo (por ejemplo, metal, escayola, resina), diseño del pilar de escaneado y propiedades de reflexión de dichos pilares y del propio tipodonto son factores que pueden afectar la precisión de las impresiones digitales. Para las mediciones in vivo, artefactos que se generan por movimientos del paciente o del operador o restricciones como la limitación de apertura o el tamaño de la lengua del paciente han sido citados como factores que influyen en el comportamiento de los escáneres intraorales [150-152].

Otros factores adicionales pueden ser el exceso de cantidad de producción salivar, restauraciones metálicas o reflejos de la luz de la silla del equipo, un desplazamiento de la posición del pilar de escaneado o scanbody, etc. Por el momento el conocimiento de dichos factores es deficiente y no existen, salvo rara excepción, estudios que analicen las diversas fuentes de distorsión de los sistemas de impresión digital y su impacto [150-152] [118].

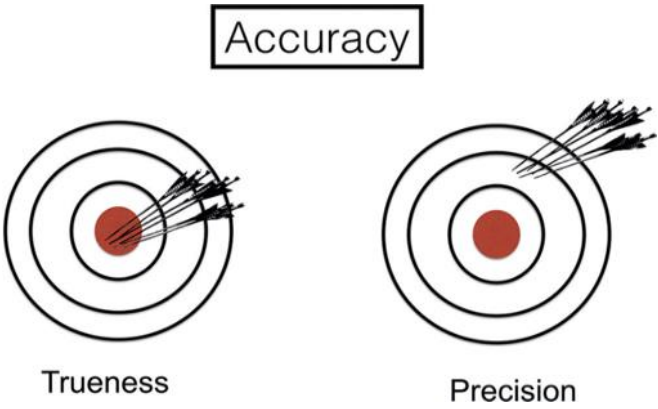


Figura 22. Precisión y exactitud

IMPORTANCIA CLÍNICA DE LA PRECISIÓN EN LA PRÓTESIS DENTAL

Cuando se realiza un tratamiento de prótesis fija sobre implantes, es de gran importancia que la estructura protésica forme un todo con los implantes sin generar ningún tipo de tensión, es decir, que exista ajuste pasivo, el cual es asumido como un requisito fundamental para mantener la integridad entre el hueso y el implante. Misch en 1995 lo definió como: “el grado de ajuste en que la prótesis se puede atornillar sin generar ningún tipo de tensión o deformación sobre el sistema prótesis-implante, salvando la precarga” [153]. Patterson en 1995 lo calificó como: “la coincidencia íntima de todas las superficies de contacto, previo a la colocación de los tornillos, sin tensiones desfavorables en los implantes” [2].

Obtener un ajuste pasivo entre la cabeza del implante y la estructura fabricada es minimizar complicaciones mecánicas, tales como aflojamiento o fractura de tornillos, pérdida de retención, fractura del metal y del material de recubrimiento; que causarían efectos biológicos desfavorables en el tejido periimplantario (mucositis y periimplantitis) [2, 154]. Esta correlación es difícil de asumir, ya que siempre va a existir un grado inevitable de inexactitud. Además, los pruebas clínicas para evaluar el ajuste de la estructura con el implante (técnica radiográfica, visión directa y exploración táctil (sondaje) y Test de Sheffield) son poco precisos y solo detectan errores graves [155]. Sobre estas bases, algunos autores han argumentado en contra de la importancia del ajuste pasivo y han asumido que las técnicas de fabricación bien controladas son suficientes para proporcionar un tratamiento sobre implantes predecible [155, 156]. Sin embargo, hasta que se formulen directrices claras con respecto al nivel aceptable de ajuste del marco del implante, junto con un método de confirmación, es crucial buscar el mejor ajuste de dichas estructuras. Es difícil determinar el nivel aceptable de ajuste para la prótesis con implante, según Jemt & Lie en 1995 [157], las discrepancias de hasta 150 μm no inducirán complicaciones clínicas. Por el contrario, otros pusieron este umbral mucho más bajo, entre 50 y 75 μm [158]. Hay estudios que afirman que el margen y ajuste interno de la fabricación con sistemas CAD/CAM utilizando escáneres extraorales de laboratorio en estructuras sobre implantes tiene resultados clínicos predecibles y con buenos resultados (figura 23) [159-161]; sin embargo, la repetibilidad y reproducibilidad de la posición del implante para impresión intraoral está aún poco estudiada.

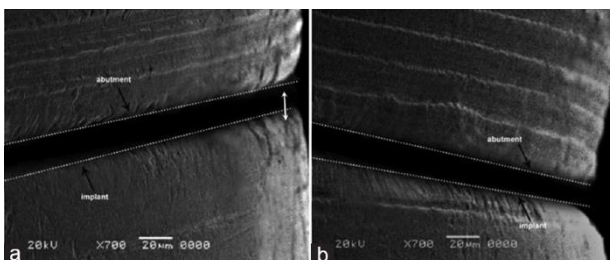


Figura 23. Imagen de microscopía de ajuste pasivo [162].

APLICACIONES CLÍNICAS DE LOS ESCÁNERES INTRA-ORALES

Los IOS son de gran utilidad y se aplican en diversos campos de la odontología, para el diagnóstico y para la fabricación de restauraciones o dispositivos personalizados en prótesis, cirugía y ortodoncia. De hecho, los IOS se utilizan para adquirir modelos 3D con fines de diagnóstico; estos modelos pueden ser útiles para comunicarse con el paciente [125].

En prótesis, los IOS se utilizan para realizar impresiones de preparaciones de dientes naturales para fabricar una amplia gama de restauraciones protésicas en diferentes materiales [163-169]. Varios estudios y revisiones de la literatura han demostrado que el ajuste de las coronas unitarias de cerámica hechas de escaneados intraorales son clínicamente aceptables y similares al encontrado en coronas fabricadas a partir de impresiones convencionales. Las mismas consideraciones pueden extenderse a restauraciones de corta duración, como prótesis provisionales [170, 171].

Analizando las diferencias en la precisión de varios IOS. Hasta la fecha, la literatura no respalda el uso de IOS en impresiones de arco completo: varios estudios y revisiones de literatura han demostrado que la precisión de IOS aún no es suficiente en casos clínicos tan desafiantes [45, 126, 127, 150, 172].

En prótesis, los IOS se pueden utilizar con éxito para capturar la posición 3D de los implantes dentales y para fabricar restauraciones soportadas por implantes. La posición 3D de los implantes capturados con el IOS se envía al software CAD, donde los scanbodies se acoplan con una biblioteca de implantes, y las restauraciones protésicas deseadas se pueden dibujar en minutos; esta restauración se puede realizar físicamente mediante el fresado de una poderosa máquina CAM con materiales cerámicos [173-177]. En la actualidad, las coronas individuales soportadas por implantes, los puentes y las barras se pueden fabricar con éxito a partir de impresiones ópticas. Similar a lo que la literatura ha encontrado para los dientes naturales, la única limitación aparente del uso de IOS en prótesis de implantes es la de restauraciones de gran longitud en casos de implantes múltiples (como puentes de gran longitud y arcos completos fijos soportados por más de cuatro implantes): al menos, esto es lo que sugiere la literatura más relevante [39, 117, 118] y de diferentes estudios in vitro sobre veracidad y precisión, que indican que las impresiones convencionales son la mejor solución para estas situaciones clínicas desafiantes [45, 172, 178, 179].

En la actualidad, solo unos pocos estudios han abordado el uso de IOS para la fabricación de prótesis removibles parcial [180] y completas [181, 182]; en particular, esta última aplicación todavía presenta algunos problemas debido a la ausencia de puntos de referencia y la

imposibilidad de registrar la dinámica de los tejidos blandos. Sin embargo, IOS puede usarse con éxito para aplicaciones de diseño digital de la sonrisa, fabricación de postes y muñones y para la fabricación de obturadores, en casos complejos [183-186].

Los modelos dentogingivales se pueden superponer a los archivos de la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT), a través de un software específico para crear un modelo virtual del paciente [187-191]. Este modelo se utiliza para planificar la colocación de los implantes y para diseñar férulas quirúrgicas útiles para colocar los dispositivos de forma guiada [176, 187-190]. De hecho, la resolución de escaneado de CBCT es más baja que la de IOS. El uso de IOS permite, por lo tanto, la detección de los detalles de las superficies oclusales con una mayor precisión. Esto puede marcar la diferencia, por ejemplo, en la preparación de guías quirúrgicas con soporte dental. Sin embargo, se debe tener cuidado ya que el uso de IOS en la cirugía guiada está sólo en sus comienzos [142].

Finalmente, IOS representa una herramienta muy útil en ortodoncia para el diagnóstico y la planificación del tratamiento [131, 132, 139, 140, 192-196]. Las impresiones ópticas se pueden utilizar como punto de partida para la realización de una serie de dispositivos ortodónticos personalizados entre los que se deben mencionar los alineadores. En los próximos años, será probable que casi todos los aparatos de ortodoncia se diseñen a partir de una exploración intraoral, por lo que serán totalmente "personalizados" y se adaptarán a las necesidades clínicas específicas del paciente [139-141, 192, 193, 195, 196].

Como resumen de lo anteriormente expuesto, se puede decir que los escáneres intraorales son una herramienta que se ha introducido en la práctica odontológica diaria, basada en una tecnología compleja y que se incorpora al flujo digital de trabajo. Por otra parte, obliga a los usuarios a un cambio en la dinámica habitual de trabajo. Aparentemente facilitará el trabajo diario de clínicos y técnicos de laboratorio, modificando los sistemas de confección de prótesis. Esta tecnología ha de demostrar sus bondades, de forma que en un futuro desaparezcan de los procedimientos clínicos la toma de impresión convencional con pastas de impresión. Así pues, es necesaria la realización de estudios que demuestren sus cualidades y permitan el trabajo diario en los consultorios odontológicos en un flujo digital completo.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los escáneres intraorales se han incorporado a la clínica diaria odontológica para la toma de impresión, sustituyendo a los procedimientos clásicos de toma de impresión con cubetas y pasta de impresión.

La exactitud, precisión y fiabilidad de las impresiones obtenidas en un procedimiento odontológico, por ejemplo, de confección de coronas y puentes o de una incrustación, o de una prótesis sobre implantes, son exigencias imprescindibles para la consecución de un tratamiento que persiga la excelencia de sus resultados.

Si el escáner intraoral va a ser la herramienta que sustituirá a los procedimientos convencionales, es imperativo conocer las bondades en su utilización, así como las limitaciones que podemos encontrar en su utilización.

La técnica de registro o de toma de impresión mediante el uso de escáneres intraorales parece un método altamente preciso y exacto para la confección de un modelo de trabajo válido en la confección de prótesis tanto sobre dientes naturales como sobre implantes. Esto permitiría abandonar los procedimientos de toma de impresión mediante el uso de cubetas y pastas de impresión. Este procedimiento parece presentar más dificultades al tratarse de la toma de impresión en tratamientos que incorporan implantes dentales.

Si los escáneres intraorales demuestran su capacidad para la toma de impresión de forma exacta, precisa y fiable, este hecho permitirá:

- Desechar materiales de impresión y procedimientos convencionales de toma de impresión, con todo lo que ello conlleva, como es el almacenaje del material, manipulación de este, incomodidad para el paciente, ...
- Incorporación de los modelos de trabajo desde un primer momento a los procedimientos de flujo digital de construcción de prótesis.
- Facilidad de manejo de los archivos generados de prótesis, así como facilidad en la comunicación con terceros.

En resumen, el objetivo del presente estudio sería **comparar la precisión de las impresiones digitales sobre implantes Klockner KL RP con la de diferentes técnicas de impresión convencional.**

OBJETIVOS DEL ESTUDIO

Este es un estudio in vitro, que tiene como **objetivo principal** comparar la exactitud y la precisión de diferentes técnicas de impresión (impresión digital comparada con sistemas de toma de impresión convencional), a través de valorar los modelos de trabajo en prótesis sobre implantes dentales (Klockner KL), obtenidos mediante las citadas técnicas de impresión.

Objetivos secundarios:

1. Establecer la diferencia entre el uso de una técnica de impresión mediante cofias de impresión de reposición que usan cubeta cerrada y una técnica de impresión mediante cofias de impresión de arrastre que usan cubeta abierta en el caso de impresiones convencionales.
2. Establecer la diferencia entre el uso de una técnica de impresión mediante cofias de impresión de reposición que usan cubeta cerrada y las impresiones digitales.
3. Establecer la diferencia entre el uso de una técnica de impresión mediante cofias de impresión de arrastre que usan cubeta abierta y las impresiones digitales.
4. Establecer la diferencia entre el uso de cofias de impresión de arrastre sobre implantes ferulizadas entre si y sin ferulizar.
5. Testar si la angulación de los implantes afecta a la exactitud de las impresiones convencionales.
6. Testar si la angulación de los implantes afecta a la exactitud de las impresiones digitales.

La **hipótesis nula** es que no hay diferencias en cuanto a la precisión entre las impresiones digitales y las convencionales.

El análisis de los datos se hará de forma a que el analista desconocerá el grupo (método de obtención) al que pertenece el modelo a valorar.

MATERIAL Y MÉTODO

Implantes

Los implantes utilizados fueron Klockner KL RP (Klockner Implant System, SOADCO, Andorra) de plataforma de 4.1mm de diámetro y 10 mm de longitud. Son implantes de conexión externa en forma de hexágono de 0,7 mm de altura compatible con la conexión tipo Brånemark.

Cofias de impresión

Se han utilizado 2 tipos distintos de cofias de impresión del sistema de implantes Klockner Implant System, cofias con un sistema de funcionamiento diferente. Unas permiten la toma de impresión y funcionan por reposicionamiento del complejo cofia-análogo de laboratorio en la impresión una vez desalojada esta de la boca, utilizan cubeta de impresión cerrada. El otro tipo de cofia, son cofias de arrastre, quedando incorporadas en la impresión una vez fraguado el material y abandonan la boca al tiempo de retirar la impresión de la boca del paciente, utilizan cubetas abiertas o fenestradas, para permitir el aflojamiento del tornillo de retención de la cofia de forma previa a su desalojo:

- Para impresiones con cubeta cerrada, referencia 50 09 01 (Klockner Implant System, SOADCO, Andorra).
- Para impresiones con cubeta abierta, referencia 50 09 02 (Klockner Implant System, SOADCO, Andorra).

Material de impresión

Son múltiples los materiales de impresión utilizados en la impresión para prótesis sobre implantes. En este estudio se seleccionó el poliéter por ser el material de uso más difundido en la práctica clínica y más avalado en la literatura [28, 197]:

- Impregum Duosoft (3M ESPE, Seefeld, Alemania).

Scanbodys

Para poder realizar la exploración con el escáner intraoral, se atornilló manualmente un scanbody MEDLOCATE® (Klockner Implant System, SOADCO, Andorra) de 5 mm de altura de titanio con un tratamiento de superficie anti-brillo, con una tolerancia de mecanizado de + / -0'005 mm, según las indicaciones sugeridas por el fabricante.

Escáner intraoral

True Definition® es un escáner de luz estructurado que utiliza una luz azul visible y pulsante, y funciona bajo el principio de muestreo de frente de onda activo, una tecnología de video 3D.

Este escáner requiere "polvo" en la superficie a escanear. Utiliza polvos de óxido de titanio para una mejor lectura de las superficies a explorar. Estas partículas de dióxido de titanio funcionan como puntos de referencia distribuidos al azar para el sistema óptico. True Definition® produce imágenes monocromas, que se muestran como una secuencia de video.

El escáner True Definition® no es tan rápido en su lectura como otros dispositivos, pero la punta es más pequeña (las dimensiones de todo el escáner son 254 x 16 x 14 mm). Esta característica puede representar una ventaja para el escaneado intraoral, más aún en la parte posterior de las arcadas.

True Definition es un sistema semicerrado, los datos generados durante la adquisición deben transferirse como archivos específicos a una plataforma determinada, 3M Connection Center®. Posteriormente existe la posibilidad de transformar estos archivos en formato STL previo pago de una cuota mensual. En el presente estudio, todos los archivos se convirtieron en free STL. Esto significa que los archivos obtenidos se pueden exportar a diferentes programas de CAD sin ninguna limitación.

Preparación el modelo de referencia

Se prepararon dos modelos maestros: uno con implantes paralelos (modelo 1) y otro con implantes angulados (modelo 2). Estos modelos de referencia se construyeron en una resina de poliuretano (POLIUROCK, Metalor Technologies SA Neuchatel, [Suiza](#)) y se incluyeron en ellos 4 implantes Klockner Essential Cone de plataforma regular (Klockner Implant System, SOADCO, Andorra) de un diámetro de 4mm y 10 mm de longitud, lo cuales se colocaron yuxtacrestales y a una distancia equidistante entre ellos en la región mandibular interforaminal.

En el modelo 1 los implantes se colocaron paralelos. En el modelo 2 los implantes se colocaron disparelelos de tal forma que existía una divergencia de 15° entre los implantes distales y un ángulo de convergencia de 15° entre los dos implantes centrales.

Fabricación de las cubetas individuales

A partir de un duplicado del modelo maestro, se confeccionan las cubetas individuales necesarias para la ejecución del estudio. Se utiliza una silicona de duplicado por adicción (MATRIX-CAST Anaxdent GMBH, Stuttgart, Alemania) y una escayola tipo IV (Fuji-Rock, GC) para la confección del modelo duplicado.

Sobre el modelo duplicado se aplica una capa de cera blanda (Modeling wax, Vertex Dental, Holanda), creando un espesor de 2 mm en todo el reborde y en la posición de los implantes se aumenta el espesor de la capa hasta unos 10 mm, con el fin de crear espacio suficiente para las cofias de impresión.

Las cubetas se confeccionaron utilizando placas de resina acrílica fotopolimerizable de 3mm de espesor (Light Curing trayplates, Vertex-dental, Holanda).

En el caso de las cubetas para técnica de impresión con cofias de arrastre y cubeta fenestrada, a nivel de la posición de cada implante, se abre una pequeña ventana en la resina para permitir el acceso al tornillo de la cofia de impresión.

En todas las cubetas se incorporan 3 topes internos para facilitar el posicionado de la cubeta. Se realizaron muescas en el modelo de referencia para un correcto posicionamiento de las cubetas individuales.

Se diseñó una cubeta para cada grupo. Cada cubeta se escaneó y se fresaron en PMMA, construyéndose las 10 cubetas que se necesitarían para cada grupo (figura 24).



Figura 24. Cubetas individuales abierta y cerrada.

Grupos de estudio

Sobre el **modelo 1** se realizan cuatro tipos de impresiones, obteniéndose 4 grupos:

- Grupo A: impresiones a cubeta cerrada con cofias de reposición.
- Grupo B: impresiones a cubeta abierta para cofias de arrastre sin ferulizar.
- Grupo C: impresiones a cubeta abierta para cofias de arrastre ferulizadas.
- Grupo D: impresiones digitales.

Sobre el **modelo 2** se realizarán 3 tipos de impresiones, obteniéndose 3 grupos:

- Grupo E: impresiones a cubeta cerrada con cofias de reposición.
- Grupo F: impresiones a cubeta abierta para cofias de arrastre sin ferulizar.
- Grupo G: impresiones digitales.

Procedimiento de impresión y obtención de los modelos para estudio

Las impresiones se realizaron en una habitación con una temperatura constante entre 23 °C – 25 °C y con una humedad relativa entre 70%-80%. Todas las impresiones fueron realizadas por un único operador.

Con el ánimo de una mejor estandarización de las impresiones, el modelo maestro se inmovilizó y estabilizó durante las maniobras de toma de impresión (Articulated Bank, Adeo Services, Lezennes, Francia), (figura 25).



Figura 25. Estabilización y colocación de las cofias de impresión.

Se conectó en cada implante una cofia de impresión atornillada metálica apretándola a 15N con la llave dinamométrica del sistema de implantes Klockner (referencia 10 09 02).

Se aplicó un adhesivo para material de impresión (Impregum Adhesive, 3M ESPE, Seefeld, Alemania) en base poliéteres a las cubetas, permitiendo su secado durante 15 minutos (figura 26).

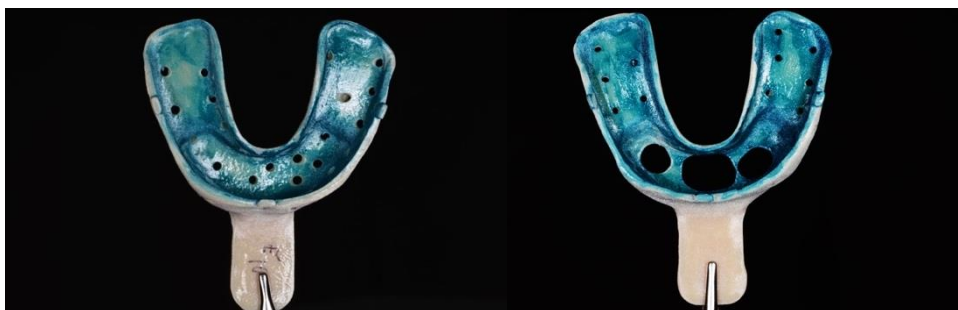


Figura 26. Preparación de cubetas individuales abierta y cerrada

Se realizaron un total de 10 impresiones para cada grupo, tal y como se resume en la tabla adjunta (tabla5).

| Sistema de impresión | Modelo 1 | Modelo 2 |
|---|----------|----------|
| Cofias de reposicionamiento con cubeta cerrada | A | E |
| Cofias de arrastre sin ferulizar con cubeta abierta | B | F |
| Cofias de arrastre ferulizadas con cubeta abierta | C | - |
| Impresión digital | D | G |

Tabla 5. Descripción de las diferentes técnicas de impresión y modelos usados, con su correspondiente nomenclatura.

Para el grupo técnica de impresión con cofias de arrastre ferulizadas y cubeta abierta, las cuatro cofias se unieron entre si, una vez posicionadas y atornilladas a los correspondientes implantes, mediante hilo dental y una resina autopolimerizable (Pattern Resin™ LS, GC, Alsip, IL, USA) de forma previa a realizarse la impresión. Se realizó un corte en la barra de resina creada y se unió de nuevo con la misma resina. Este procedimiento se realiza para compensar la posible distorsión en la posición de las cofias por la contracción del material, evitando la tensión entre las cofias de impresión (figura 27).



Figura 27. Ferulización de las cofias de cubeta abierta.

Para los grupos D y G, los scanbodys se colocaron sobre los implantes y se registraron con arreglo a las instrucciones del fabricante. Una vez colocados los scanabutments en los modelos sobre los implantes, se rociaron los modelos con un polvo de dióxido de titanio (3M™ True Definition Scanner, Seefeld, Alemania), (Figura 28).



Figura 28. (A) Modelo maestro con implantes paralelos y scanbodys en posición; (B) Modelo maestro con implantes disparelos y scanbodys en posición; (C) Rociado del polvo para escaneado con 3M True Definition Scanner System; (D) Proceso de escaneado con el 3M True Definition Scanner System.

En las impresiones convencionales previamente se comprobó la bondad de las impresiones confeccionadas y se preparó el material de impresión (Impregum Duosoft, 3M ESPE, Seefeld, Alemania). El material de impresión se distribuyó alrededor de cada una de las cofias de impresión y se cargó con el mismo la cubeta individual de acuerdo con las recomendaciones del fabricante. Una vez cargada la cubeta, se posicionó en el modelo, manteniéndose en la posición correcta y estable, merced a las indentaciones elaboradas en modelo y cubeta a tal efecto, esperando la completa polimerización del material de impresión (6 minutos), (figura 29).



Figura 29. Protocolo de impresión y obtención de los modelos.

En las impresiones de los grupos B, C y F, una vez fraguado el material de impresión, se procedió al desatornillado de los tornillos de retención de las cofias de impresión, retirándose entonces las cubetas del modelo. A continuación, se atornillaron las cofias de impresión a análogos de los implantes.

Las impresiones pertenecientes a los grupos A y E se retiraron de los modelos una vez fraguado el material de impresión. Posteriormente se desatornillaron de los implantes de los modelos las cofias de impresión, atornillándose a estas los análogos de los implantes y reposicionándose en la huella existente en el interior del material de impresión, comprobando su correcta posición.

Todas las impresiones obtenidas se almacenaron durante un periodo de 24 horas a temperatura ambiente. Transcurrido este tiempo, se procedió al vaciado de estas en escayola tipo IV (Fuji-Rock, GC Europe N.V., Leuven, Alemania) de acuerdo con las instrucciones del fabricante y con el fin de obtener los modelos objeto del estudio. La mezcla del yeso se realizó en una maquina de vacío (Whip-mix, Whip Mix Corporation, Louisville, KY, USA) durante 1 minuto y

posteriormente se procedió al vaciado de las impresiones. Antes de separar el modelo de la impresión se aguardó el fraguado completo del yeso durante una hora (figura 30).

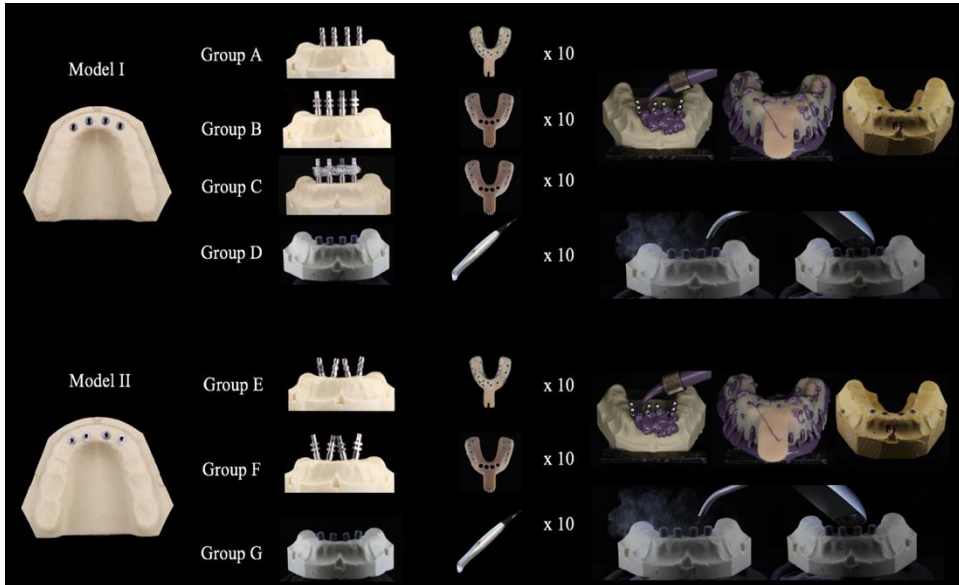


Figura 30. Protocolo de impresión y obtención de los modelos.

MEDICIONES

Tras la realización de las 10 impresiones digitales, los archivos se exportaron como archivos STL.

Los modelos de referencia o maestros y los modelos obtenidos mediante impresiones convencionales fueron digitalizados para su comparación mediante un escáner extraoral de alta resolución (Imetric IScan D104i, Porretruy, [Suiza](#)). Este escáner tiene unas tolerancias muy precisas $<5 \mu\text{m}$, resultando en una representación exacta de la posición de los implantes en los modelos. Los scanbodies se colocaron en los modelos y se procedió a su escaneado siguiendo las instrucciones del fabricante. Se realizó el mismo proceso para los modelos de los grupos A, B, C, E y F, y para los modelos maestros.

Un operador ciego, que desconocía el origen de cada uno de los modelos, realizó el escaneado de cada uno de los modelos. Los diferentes archivos STL fueron comparados por solapamiento usando el software específico a tal efecto Geomagic (Geomagic Qualify 12, 3D Systems, Rock Hill, SC, USA), permitiendo el cálculo de las diferencias existentes entre los archivos en las tres dimensiones del espacio, diferencias entre los modelos maestros y los obtenidos en los diferentes grupos. El software selecciona 4.000 coordenadas aleatorias en los tres ejes 1.000 por cada implante a valorar (Figura 31 y 32).

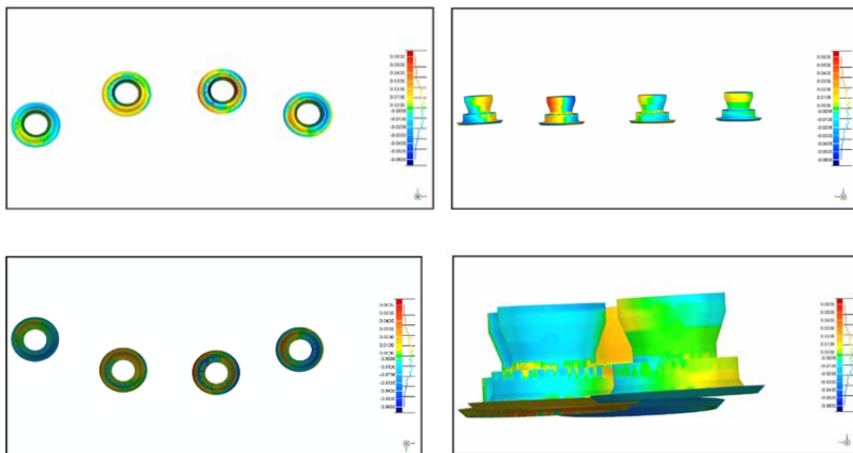


Figura 31. Archivos STL sobrepuestos Geomagic software (Geomagic Qualify 12, 3D Systems, Rock Hill, SC, USA).

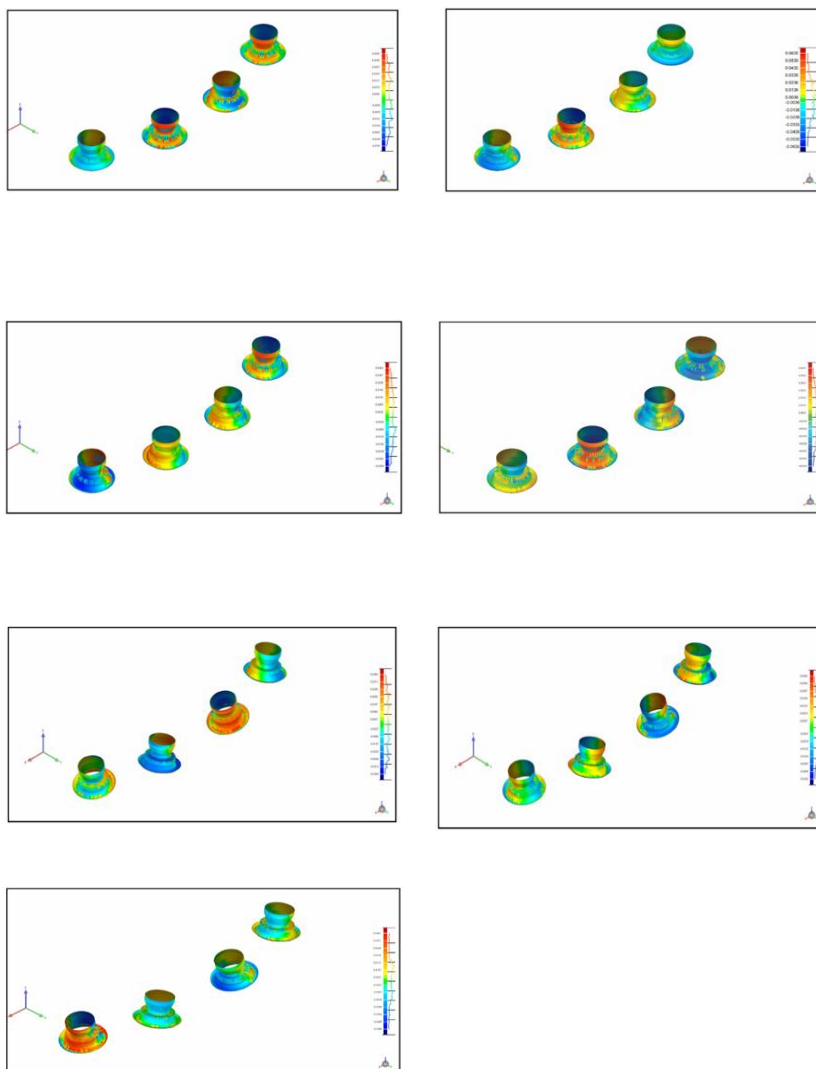


Figure 32. Archivos STL sobrepuestos Geomagic software (Geomagic Qualify 12, 3D Systems, Rock Hill, SC, USA)

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis estadístico se realizó mediante el uso del software IBM SPSS Statistics for Windows, versión 24.0, 2016 (IBM Corp, Armonk, NY, USA).

Los datos obtenidos, 4.000 valoraciones en los tres ejes del espacio para cada uno de los modelos obtenidos tanto en referencia al modelo 1 (implantes paralelos / 4 técnicas de impresión) como en referencia al modelo 2 (implantes dispaalelos / 3 técnicas de impresión), no presentaban una distribución normal, como se determinó por la prueba Kolmogorov-Smirnov.

La valoración de la precisión de las diferentes técnicas de impresión en los diferentes modelos no puede ser realizada por la suma de las desviaciones, las diferencias negativas pueden compensarse con valores positivos y la suma de las variaciones (en un eje determinado) con un valor final de cero, no es representativo de la mejor precisión en el referido eje. Es por este motivo que se analizaron los cuadrados de las desviaciones en los tres ejes evaluándose la mediana y la suma de las desviaciones al cuadrado. Se consideró que, desde un punto de vista matemático, la precisión de una impresión / modelo es mayor cuando la suma de las desviaciones al cuadrado es la menor en los tres ejes o, en ausencia de simultaneidad, la menor en la suma de los tres ejes.

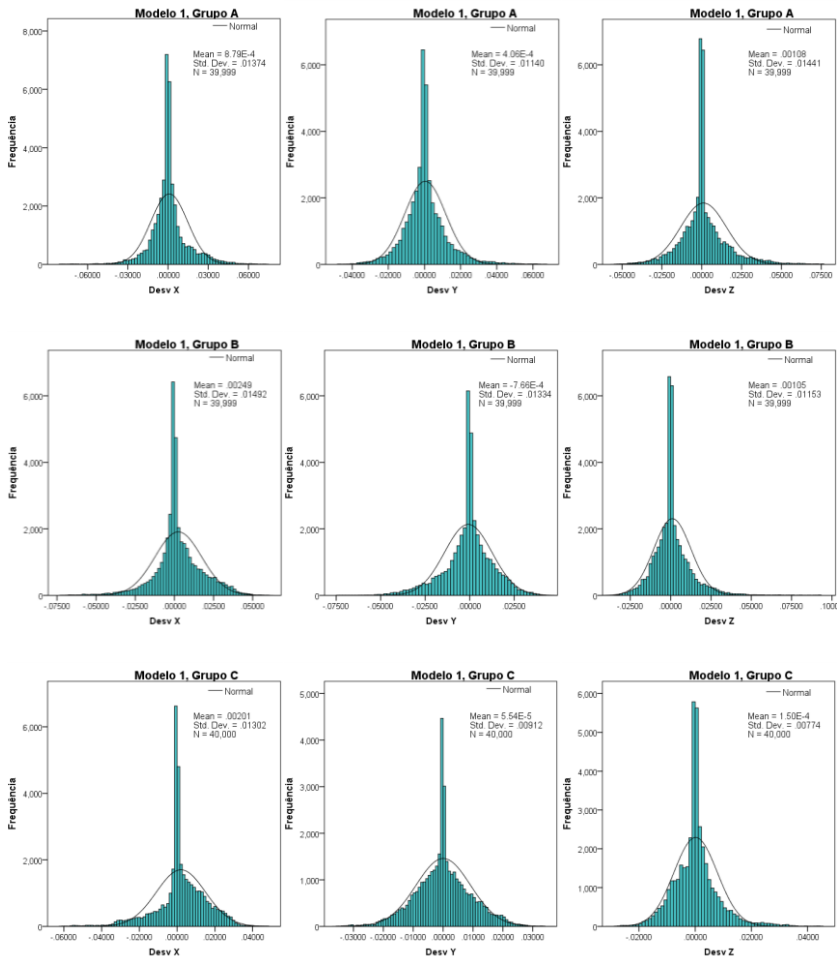
Los valores al cuadrado de las desviaciones para los ejes X, Y y Z se analizaron en referencia a la mediana y con respecto a los percentiles 25 y 75, así como a los valores mínimos y máximos y a la suma total. Las comparaciones de la mediana entre los tres y cuatro grupos se realizó por la prueba de Kruskal-Wallis, seguida por la comparación múltiple con el método de Bonferroni. Las comparaciones de las medianas obtenidas de los modelos (dos grupos) se realizó con la prueba de Mann-Whitney. En todas las pruebas se consideró una $p < 0.05$ para indicar la significación estadística.

Para el cálculo del tamaño muestral, se usó el programa N Query Advisor 4.0 con un nivel de significancia de 0,05 y cuatro grupos de estudio, basándose en el artículo de Vandeweghe S et al [26] y con una potencia del 80%, obteniéndose un valor de seis participantes ($n=6$). Teniendo en cuenta este resultado y considerando que la desviación estándar de nuestro trabajo podría ser ligeramente más amplia, se decidió aumentar la “n” de cada grupo a diez ($n=10$) con el fin de aumentar la fiabilidad y precisión de los resultados. El mismo número por grupo fue usado en el estudio de Paspapiridakos P et al [11].

RESULTADOS

Se prepararon dos modelos diferentes con el fin de comparar la precisión de los procedimientos de impresión en el caso de implantes posicionados de forma paralela (modelo 1) y de implantes colocados de manera disparalela (modelo 2).

Las diferencias en el eje X, Y, Z producidas por las cuatro técnicas de impresión comparadas en el modelo 1, no siguen distribuciones normales (Figura 33). La misma situación ocurre para las diferencias en los tres ejes generadas por las tres técnicas de impresión valoradas en el modelo 2 (Figura 34).



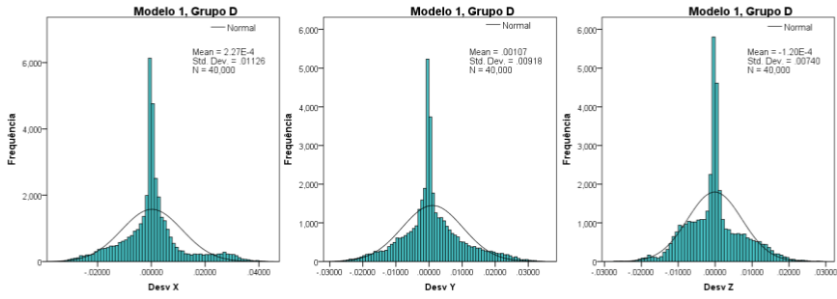


Figura 33. Distribución de las diferencias en los ejes X, Y y Z para el modelo 1 (sin angulación), en las impresiones de los grupos A, B, C y D.

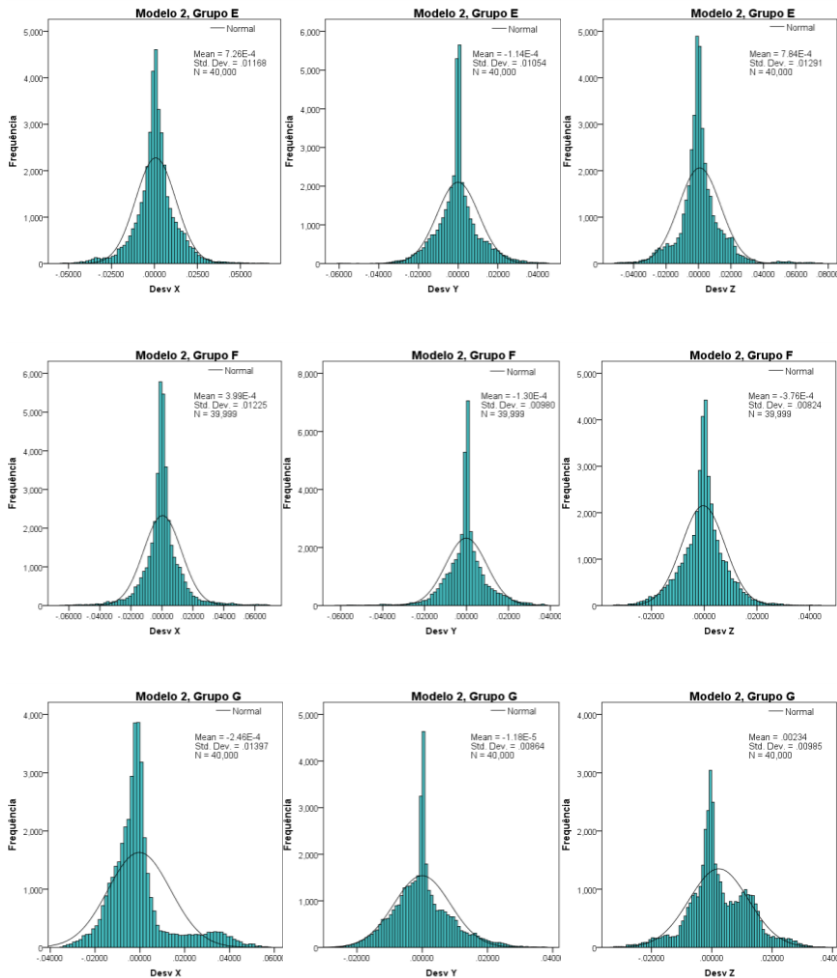


Figura 34. Distribución de las diferencias en los ejes X, Y y Z, para el modelo 2 (con angulación), en las impresiones de los grupos E, F y G.

Para el modelo 1, los valores de las medianas de las desviaciones al cuadrado se muestran en la tabla 2. Las impresiones del grupo B y C presentaron los valores de mediana más altos en los ejes X e Y, 36 y 33 respectivamente, no existiendo diferencias estadísticamente significativas. El grupo C mostró valores significativamente más bajos. El grupo D arrojó los valores más bajos apreciándose diferencias significativas con los otros grupos (tabla 6).

El eje Z mostró un patrón diferente, presentando los grupos A y B los valores más altos con una diferencia estadísticamente significativa, seguidos por el grupo D, que también presentó unos valores diferentes con diferencias estadísticamente significativas con respecto a los valores obtenidos en los grupos A y B. Los valores obtenidos en el grupo C fueron los más bajos (tabla 6).

El grupo D, el cual incorpora el uso del escáner 3M True Definition Scanner System, mostró los valores de mediana significativamente más bajos para los tres ejes, así como el menor valor para la suma del total del cuadrado de las tres desviaciones, indicando de forma estadísticamente significativa una mayor precisión para este grupo en el modelo 1. El valor de la suma en el grupo D fue 1,068,292, el cual fue, como hemos dicho anteriormente, significativamente menor que los valores obtenidos en los grupos A (2,114,342), B (2,165,491), y C (1,265,918), (tabla 6).

| Eje | Grupo | Mediana (P25–P75) | | p | Min–Max | Total |
|-------|-------|-------------------|---|--------|----------|-----------|
| X | A | 20 (1–138) | b | <0.001 | 0–6579 | 758,315 |
| | B | 36 (2–235) | a | | 0–5165 | 914,706 |
| | C | 33 (1–204) | a | | 0–3737 | 693,878 |
| | D | 15 (1–121) | c | | 0–1791 | 507,725 |
| Y | A | 22 (2–113) | c | <0.001 | 0–4456 | 520,289 |
| | B | 36 (2–197) | a | | 0–5387 | 714,484 |
| | C | 26 (2–104) | b | | 0–1280 | 332,341 |
| | D | 17 (1–97) | d | | 0–1177 | 341,292 |
| Z | A | 26 (1–180) | a | <0.001 | 0–5797 | 835,738 |
| | B | 21 (1–113) | b | | 0–8615 | 536,301 |
| | C | 11 (1–60) | d | | 0–1982 | 239,699 |
| | D | 15 (1–75) | c | | 0–808 | 219,275 |
| Total | A | 194 (51–623) | b | <0.001 | 0–9909 | 2,114,342 |
| | B | 242 (60–705) | a | | 0–10,943 | 2,165,491 |
| | C | 163 (43–446) | c | | 0–4226 | 1,265,918 |
| | D | 128 (32–383) | d | | 0–2276 | 1,068,292 |

a, b, c, d: diferentes letras minúsculas indican diferencias significativas entre las medianas de los grupos (a= mediana más alta).

Tabla 6. Modelo 1 (implantes paralelos). Comparación de los cuadrados de las desviaciones en los ejes X, Y y Z y del total en las impresiones de los grupos A (impresión de cubeta cerrada con cofias de reposicionamiento), B (impresión de cubeta abierta para cofias de arrastre sin ferulizar), C (impresiones de cubeta abierta para cofias de arrastre ferulizadas) y D (impresiones digitales mediante el uso del escáner 3M™ True Definition).

Para el modelo 2, la valoración de la precisión de las impresiones basados en las medianas de las desviaciones al cuadrado se muestra en la tabla 7. El grupo F, impresiones con cubeta abierta, mostró los siguientes valores de medianas de las desviaciones al cuadrado X = 17, Y = 15, y Z = 15, desviaciones que eran significativamente menores que aquellas de otros grupos (seguidas del grupo E y a continuación el grupo G)), y la mediana del total de los cuadrados de las tres desviaciones fue significativamente menor. El grupo F registró la menor suma del total de los cuadrados de las tres desviaciones, indicando una significativa mayor precisión para este grupo en el modelo 2 (1,257,835). Llama la atención que en el modelo 2 los valores no difieren mucho, como así lo hacen en el modelo 1, donde los respectivos valores fueron 1,660,975 y 1,489,328 en los grupos E y G.

| Eje | Grupo | Mediana (P25–P75) | p | Min–Max | Total |
|-------|-------|-------------------|---|---------|-----------|
| X | E | 26 (4–128) | b | 0–4376 | 547,692 |
| | F | 17 (2–107) | c | 0–4730 | 601,235 |
| | G | 32 (5–170) | a | 0–3277 | 781,324 |
| Y | E | 21 (1–121) | b | 0–3634 | 444,326 |
| | F | 15 (1–86) | c | 0–3794 | 384,52 |
| | G | 22 (2–90) | a | 0–1441 | 298,488 |
| Z | E | 24 (3–136) | b | 0–5755 | 668,958 |
| | F | 15 (2–73) | c | 0–1969 | 272,08 |
| | G | 32 (3–132) | a | 0–1402 | 409,517 |
| Total | E | 191 (51–521) | a | 0–7016 | 1,660,975 |
| | F | 129 (32–325) | c | 0–5920 | 1,257,835 |
| | G | 177 (53–440) | b | 0–3654 | 1,489,328 |

a, b, c: diferentes letras minúsculas indican diferencias significativas entre las medianas de los grupos (a= mediana más alta).

Tabla 7. Modelo 2 (implantes colocados con angulación o disparelos). Comparación de los valores del cuadrado de la desviación en los ejes X, Y y Z, y el total en los grupos E (impresión de cubeta cerrada con cofias de reposicionamiento), F (impresión de cubeta abierta para cofias de arrastre sin ferulizar), y G (impresiones digitales mediante el uso del escáner 3M True Definition).

A continuación, analizamos las diferencias entre los dos modelos con respecto a los diferentes tipos definidos de técnicas de impresión. Comparando los grupos A y E (tabla 8, impresiones de cubeta cerrada con cofias de reposicionamiento), el grupo E presentó un menor valor total de la mediana del cuadrado de las desviaciones, sugiriendo una mayor precisión. En una comparación similar de los grupos B y F (tabla 9), correspondiente a impresiones de cubeta abierta para cofias de arrastre, el grupo F también mostró un menor valor total promedio del cuadrado de las desviaciones, sugiriendo una mayor precisión. Por último, fueron comparados los grupos D y G (tabla 9), impresiones mediante el escáner 3M True Definition. El grupo D, reveló un menor valor total de la mediana del cuadrado de las desviaciones, sugiriendo una mayor precisión.

| Eje | | Mediana (P25–P75) | | p | Total |
|-------|------------|-------------------|---|--------|-----------|
| X | modelo 1-A | 20 (1–138) | b | <0.001 | 758,315 |
| | modelo 2-E | 26 (4–128) | a | | 547,692 |
| Y | modelo 1-A | 22 (2–113) | a | <0.001 | 520,289 |
| | modelo 2-E | 21 (1–121) | b | | 444,326 |
| Z | modelo 1-A | 26 (1–180) | a | <0.001 | 835,738 |
| | modelo 2-E | 24 (3–136) | b | | 668,958 |
| Total | modelo 1-A | 194 (51–623) | a | <0.001 | 2,114,342 |
| | modelo 2-E | 191 (51–521) | b | | 1,660,975 |

a, b: diferentes letras minúsculas indican diferencias significativas entre las medianas de los grupos (a= mediana más alta).

Tabla 8. Comparación de los valores del cuadrado de las desviaciones en los ejes X, Y y Z, y el total en las impresiones de los grupos de cubeta cerrada con cofias de impresión de reposicionamiento, en modelos con implantes colocados sin y con angulación (grupos A y E respectivamente).

| Eje | | Mediana (P25–P75) | | p | Total |
|-------|------------|-------------------|---|--------|-----------|
| X | modelo 1-B | 36 (2–235) | a | <0.001 | 914,706 |
| | modelo 2-F | 17 (2–107) | b | | 601,235 |
| Y | Modelo 1-B | 36 (2–197) | a | <0.001 | 714,484 |
| | modelo 2-F | 15 (1–86) | b | | 384,52 |
| Z | modelo 1-B | 21 (1–113) | a | <0.001 | 536,301 |
| | Modelo 2-F | 15 (2–73) | b | | 272,08 |
| Total | modelo 1-B | 242 (60–705) | a | <0.001 | 2,165,491 |
| | modelo 2-F | 129 (32–325) | b | | 1,257,835 |

a, b: diferentes letras minúsculas indican diferencias significativas entre las medianas de los grupos (a= mediana más alta).

Tabla 9. Comparación de los valores del cuadrado de las desviaciones en los ejes X, Y y Z, y el total en las impresiones de los grupos de cubeta abierta con cofias de impresión de arrastre sin ferulizar, en modelos con implantes colocados sin y con angulación (grupos B y F respectivamente).

| Eje | | Mediana (P25–P75) | | p | Total |
|-------|------------|-------------------|---|--------|-----------|
| X | modelo 1-D | 15 (1–121) | b | <0.001 | 507,725 |
| | modelo 2-G | 32 (5–170) | a | | 781,324 |
| Y | Modelo 1-D | 17 (1–97) | b | <0.001 | 341,292 |
| | Modelo 2-G | 22 (2–90) | a | | 298,488 |
| Z | modelo 1-D | 15 (1–75) | b | <0.001 | 219,275 |
| | modelo 2-G | 32 (3–132) | a | | 409,517 |
| Total | modelo 1-D | 128 (32–383) | b | <0.001 | 1,068,292 |
| | modelo 2-G | 177 (53–440) | a | | 1,489,328 |

a, b: diferentes letras minúsculas indican diferencias significativas entre las medianas de los grupos (a= mediana más alta).

Tabla 10. Comparación de los valores del cuadrado de las desviaciones en los ejes X, Y y Z, y el total en las impresiones de los grupos de impresión digital usando el escáner 3M True Definition, en modelos con implantes colocados sin y con angulación (grupos D y G respectivamente).

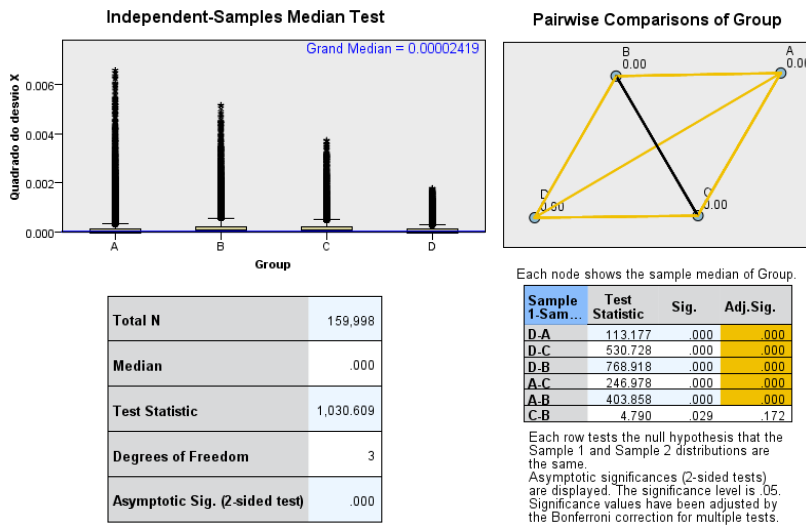


Figura x1 - Modelo 1: comparación de las medianas de la suma del cuadrado de las desviaciones X.

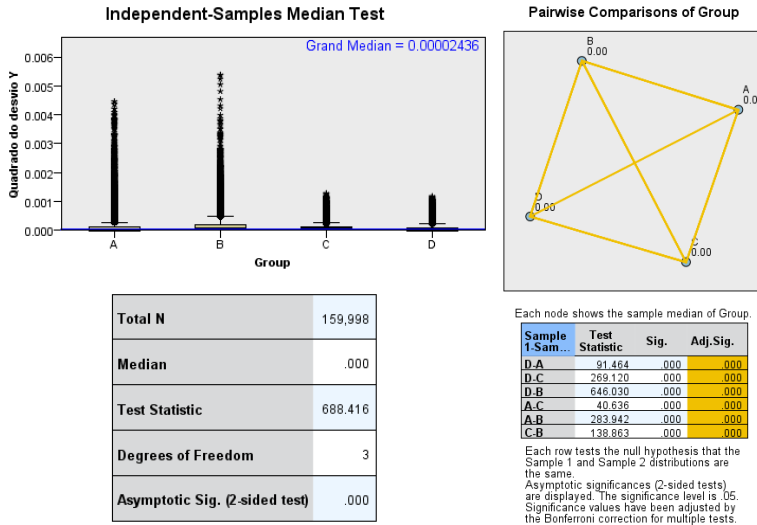


Figura x2 - Modelo 1: comparación de las medianas de la suma del cuadrado de las desviaciones Y.

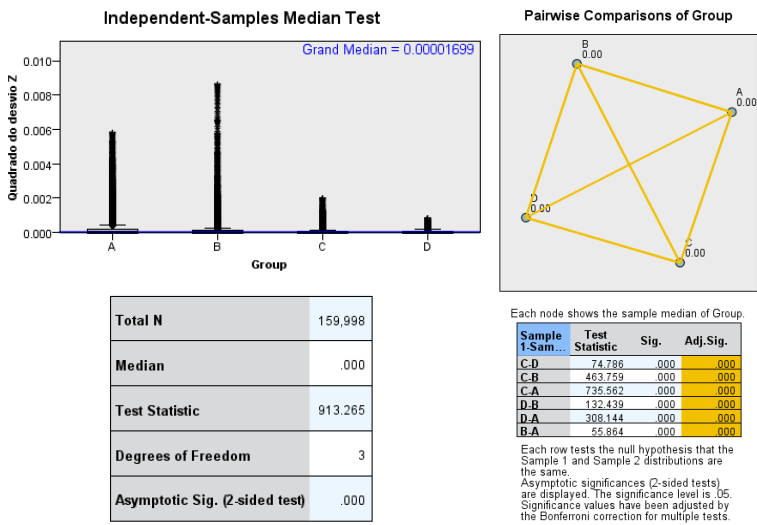


Figura x3 - Modelo 1: comparación de las medianas de la suma del cuadrado de las desviaciones Z.

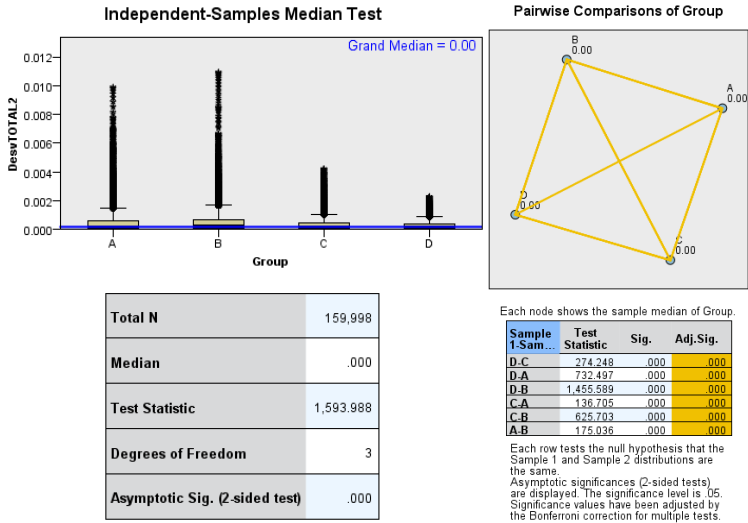


Figura x4 - Modelo 1: comparación de las medianas del total de la suma del cuadrado de las desviaciones X, Y, Z.

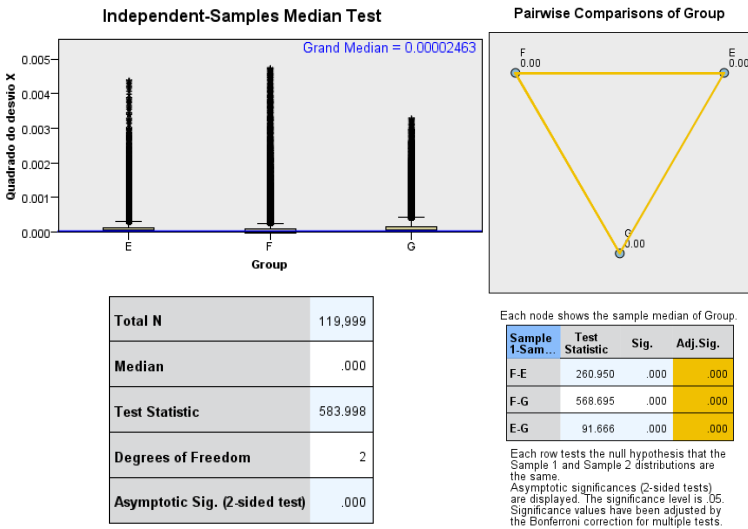


Figura x5 - Modelo 2 comparación de las medianas de la suma del cuadrado de las desviaciones X.

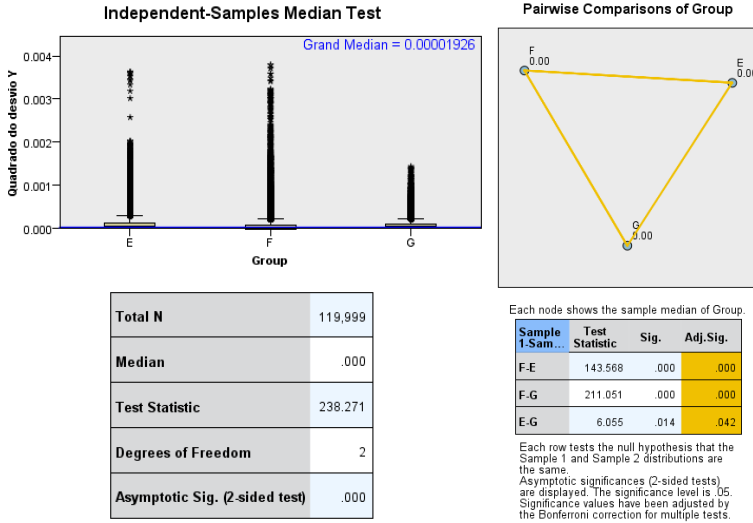


Figura x6 - Modelo 2: comparación de las medianas de la suma del cuadrado de las desviaciones Y.

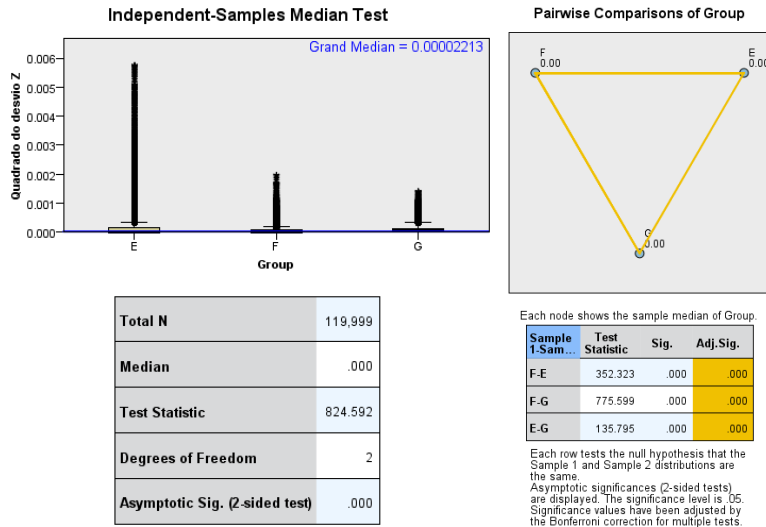
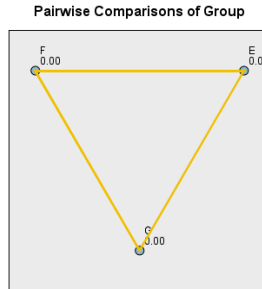
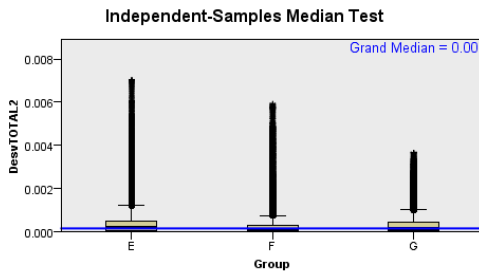


Figura x7 - Modelo 2: comparación de las medianas de la suma del cuadrado de las desviaciones Z.



| | |
|--------------------------------|---------|
| Total N | 119,999 |
| Median | .000 |
| Test Statistic | 816.198 |
| Degrees of Freedom | 2 |
| Asymptotic Sig. (2-sided test) | .000 |

Each row shows the sample median of Group.

| Sample 1 Sam... | Test Statistic | Sig. | Adj. Sig. |
|-----------------|----------------|------|-----------|
| F-G | 582.948 | .000 | .000 |
| F-E | 651.072 | .000 | .000 |
| G-E | 26.791 | .000 | .000 |

Each row tests the null hypothesis that the Sample 1 and Sample 2 distributions are the same. Asymptotic significances (2-sided tests) are displayed. The significance level is .05. Significance values have been adjusted by the Bonferroni correction for multiple tests.

Figura x8 - Modelo 2: comparación de las medianas del total de la suma del cuadrado de las desviaciones X, Y, Z.

DISCUSIÓN

La incorporación de la tecnología digital a la práctica odontológica diaria está siendo una revolución en los modos de trabajo de la comunidad odontológica. Se han incorporado procedimientos empleados en las diferentes fases del tratamiento: procedimientos de diagnóstico, procedimientos de toma de registros, procedimientos de control digital de la oclusión, procedimientos de confección de prótesis,

La intención del presente trabajo es validar la toma de impresión digital sobre implantes en diferentes escenarios en comparación con los procedimientos convencionales de uso en las clínicas dentales. La comparación de los resultados obtenidos se hace difícil como en otras tantas ocasiones, debido a las diferencias metodológicas de los diferentes ensayos.

En este estudio, se empleó una escayola ISO tipo IV, que presenta una expansión de fraguado de 0,08% a las 2 horas y 0,19% las 48h. Según la mayoría de los autores, este es el material de elección en el positivado de impresiones sobre implantes. Wee y cols., compararon el uso de una escayola tipo IV con una escayola tipo V y concluyeron que una escayola tipo IV permite una mayor precisión en los modelos obtenidos [28].

Dado que en nuestra investigación también se incluyó un procedimiento de toma de impresión convencional, se revisó la literatura con respecto a los materiales convencionales más recomendables para la impresión de implantes múltiples. Una revisión reciente de la literatura mostró que el poliéter y el polivinil xilosano (VPS) son los materiales de impresión más precisos para situaciones de pacientes desdentados con implantes múltiples [197]. La revisión de Lee y cols también apoyó esta conclusión y afirmó que la silicona de condensación, el polisulfuro, los hidrocoloideos reversibles e irreversibles, o los yesos no tienen una mayor precisión en comparación con una impresión de poliéter o VPS [50]. Con respecto a los análisis de la literatura mencionados anteriormente, el poliéter fue el material seleccionado para el presente estudio, como el material más apropiado para el procedimiento de toma de impresión de los implantes.

Wee y cols. compararon el uso de un poliéter, un polivinilsiloxano y un polisulfuro para la toma de impresiones sobre implantes en un modelo con 5 implantes. Verificaron que los resultados obtenidos con el poliéter y con el polivinilsiloxano fueron estadísticamente diferentes de los obtenidos con la utilización del polisulfuro [28]. Lorenzoni y cols, han comparado la fiabilidad de una técnica de impresión de reposición y de arrastre, empleando un poliéter, un polivinilsiloxano y un hidrocoloide en un modelo de 2 implantes. Los autores verificaron que el hidrocoloide fue el material que presentó peores resultados y que no había diferencias estadísticamente significativas entre el poliéter y el polivinilsiloxano [198]. La literatura permite

comprobar la fiabilidad del poliéter como material de impresión sobre implantes, siendo el material de elección independientemente de la técnica empleada [58]. Esto asociado a la buena manipulación clínica y a la facilidad del mezclado mecánico, hizo que se seleccionara el poliéter como el material de impresión.

El número de implantes indicados para la rehabilitación de una arcada completa desdentada oscila entre 4 y 8 implantes; en el presente estudio se optó por 4 implantes distribuidos entre ambos orificios mentonianos con la finalidad de simular una situación real. Vandewehe y cols.[144], Giménez y cols. [199] y Giménez-González y cols. [200] utilizan 6 implantes en sus estudios, si bien al igual que en el presente estudio están distribuidos de primer molar a primer molar, pero en estos estudios no se aportan datos de errores máximos. Stimmelmayer y cols. [143] utilizan 4 implantes en disposiciones de arcada completa de primer molar a primer molar; Paspaspyridakos y cols. [149] y Jemt y cols. [201], utilizan 5 implantes con distribución intermentoniana disminuyendo la distancia entre implantes.

Humphries y col. compararon la precisión de tres técnicas de impresión (técnica de reposición, técnica de arrastre con cofias metálicas sin ferulizar y técnica de arrastre con ferulización de las cofias) en un modelo experimental con 4 implantes paralelos. Aunque las diferencias no fueron estadísticamente significativas, la técnica de reposición presentó mejores resultados en las mediciones y la discrepancia con respecto al modelo de referencia fue menor de 0,05m. En las otras dos técnicas se detectaron diferencias de hasta 0,15mm [202]. En nuestro trabajo no se observó la superioridad de la técnica de reposición sobre las técnicas de arrastre con cofias atornilladas (2,114,342 vs 2,165,491 vs 1,068,292), si bien tanto los sistemas de implantes empleados y el método de valoración fueron diferentes (Coordinate Measuring Machine VS Superposición de archivos 3D).

Uno de los objetivos de la presente investigación fue valorar la influencia de la angulación de los implantes sobre la fiabilidad de la técnica de impresión empleada. Se comparó el uso de la técnica de arrastre convencional con la técnica de reposición en un modelo con implantes paralelos y en un modelo con 4 implantes colocados de forma disparelela. En nuestros resultados se observó que, de forma independiente de la técnica de impresión empleada, el disparelismo fue un factor que tuvo influencia en la precisión de los modelos resultantes. Los grupos de técnica de reposición y técnica de arrastre con cofias metálicas sin ferulizar en el modelo de implantes paralelos presentaron peores resultados en comparación con los mismos grupos en el modelo de implantes disparelelos (grupo A: 2,114,342 vs grupo E: 1,660,975 / grupo B: 2,165,491 vs grupo F: 1,257,835).

Carr y cols. compararon el uso de una técnica con cofias de reposición y una técnica de arrastre en un modelo experimental con 5 implantes, donde existía un disparalelismo entre ellos de 15°. Verificaron que no hubo diferencias estadísticamente significativas entre las diferentes técnicas [203].

Conrad y cols. compararon en un modelo experimental con 3 implantes la influencia del disparalelismo y de la técnica de impresión. Emplearon una técnica con cofias de reposición y una técnica con cofias de arrastre y una angulación variable entre 5, 10 y 15° de divergencia o convergencia entre los implantes. Los autores no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos, tanto con respecto a la técnica empleada, como al disparalelismo de los implantes. Una explicación posible a este hecho es que el tipo de conexión de los implantes fue un hexágono externo, lo cual permite que exista menos estrés en el material de impresión. Por otra parte el número de implantes también puede haber influido en la no existencia de diferencias con respecto al disparalelismo de los implantes [204]. Otros autores como Choi y cols. no observaron diferencias entre distintas técnicas de impresión en un modelo con 2 implantes colocados con 8° de disparalelismo [205].

Para la toma de impresiones digitales se utilizaron *scanbodys*, que se atornillaron a los implantes. Flügge y cols. consideran que el tamaño del *scanbody* y, por tanto, el grado de información escaneada podrían ser decisivos para la exactitud de la medición y para la determinación de la posición real del implante en el modelo. La obtención incompleta de la superficie de un *scanbody* en su estudio condujo a una computación imprecisa del cilindro y sus características geométricas [173]. En nuestro estudio los *scanbodys* utilizados tenían 4 mm de altura y fueron fabricados en titanio con la superficie arenada. Este material es radiopaco y presenta unas excelentes propiedades mecánicas y químicas y no es de superficie reflectante. Los escáneres tienen problemas de escaneado en superficies reflectantes y brillantes [206].

La geometría de los *scanbodys* varía desde un diseño esférico a un diseño cilíndrico con diversas formas intermedias. La altura de los *scanbodys* disponibles en el mercado varía de 3 a 17 mm. No se han analizado los requisitos de la geometría y dimensión de los *scanbodys* del implante para una transferencia precisa de la posición del implante al modelo virtual. La literatura no proporciona información sobre la precisión de la captura en función de las dimensiones de los *scanbodys*, ni con respecto a las diferentes geometrías o los diferentes diseños de la interfase implante / pilar, y sobre las diferencias causadas por el reposicionamiento de *scanbodys* en el implante o análogo de implante [174] [143] [146].

Escogimos para nuestro estudio el escáner intraoral True Definition®, es la segunda generación de IOS fabricado por 3M Espe, representa la evolución del IOS LAVA COS® (que se

introdujo en el mercado en 2008), con algoritmos de procesamiento de datos que se han modificado para permitir un escaneado más rápido y suave. True Definition® ha estado disponible en el mercado desde 2012, originalmente como versión trolley con pantalla táctil; sin embargo, más recientemente, se ha introducido una nueva versión portátil con el escáner que funciona únicamente en una tableta digital (True Definition® Mobile). True Definition® es un escáner de luz estructurado que utiliza una luz azul visible y pulsante, y funciona bajo el principio de muestreo de frente de onda activo, una tecnología de video 3D. Este escáner requiere "polvo" en la superficie a escanear, utilizando polvos de óxido de titanio. Estas partículas de dióxido de titanio funcionan como puntos de referencia distribuidos al azar para el sistema óptico. True Definition® produce imágenes monocromas, que se muestran como una secuencia de video.

La necesidad de la utilización de este polvo, en este sistema y otros, es vista como un inconveniente clínico para muchos odontólogos. No obstante, las casas comerciales que lo utilizan defienden la importancia y ventajas que aporta para unos buenos resultados de captación. Rhee y cols., en su estudio de superposición, decidieron usar el IOS 3Shape Trios® y no un escáner con polvo dado que consideraron que dicha capa sobre el cuerpo a escanear puede ser un espesor adicional no homogéneo, transfigurando el contorno del diente [207]. Syrek y cols. [79], Pradies G y cols. [208] y Brawek y cols. [209] realizaron sus estudios escaneando con pulverización en modelos de estudio, concluyeron que la pulverización no genera discrepancias ni afecta a la precisión. Ender y Melh en 2013, refieren que los escáneres que necesitan polvo y los que no la necesitan, presentaban una misma precisión [210].

Giménez-González y cols. en su estudio de repetibilidad, concluyen que el True definition® proporcionan valores de repetibilidad sin diferencias estadísticamente significativas ($p = 0.0001$) a el *coordinated measuring machine* (CMM) para el escaneado de 6 implantes dispuestos para restaurar una arcada completa, similar a el modelo empleado en el presente estudio [200].

En el estudio de Vandeweghe y cols. se evaluó *in vitro* la precisión de 4 escáneres intraorales (True definition®, 3Shape Trios®, Cerec Omnicam® y Lava COS®) para el registro de 6 implantes dispuestos entre los dientes nº FDI 36 y 46, realizándose al igual que en nuestro estudio 10 impresiones con cada tipo de escáner intraoral a valorar y utilizando el programa Geomagic para la superposición y medición. Se obtuvieron valores de desviación media y desviación estándar para el True definition® y 3Shape Trios® de $0,030 \pm 0.011\text{mm}$ y $0,033 \pm 0.012\text{mm}$, respectivamente, siendo el escáner True definition® el que obtuvo mejores resultados. Situación similar a la que encontramos en nuestro [144].

Giménez y cols. evaluaron la precisión del escaneado con un modelo con 6 implantes con diferentes tipos de escáneres y se analizaron la influencia de factores clínicos, entre ellos, la experiencia del operador. Cuatro operadores (2 con experiencia y 2 sin experiencia) fueron los encargados de realizar las impresiones siguiendo el mismo protocolo de escaneado. Concluyeron que el operador influye en los resultados de precisión, pero no dependía de su experiencia [199]. A pesar de ello, en nuestro estudio todas las impresiones fueron realizadas por un mismo operador con experiencia en el manejo de las diferentes técnicas, con la intención de minimizar factores que pudieran alterar los resultados.

El protocolo de escaneado que se siguió, fue el recomendado por cada fabricante. A fin de evitar variabilidad se realizó un protocolo previo de calibración para el escáner (opción que todos escáneres tienen en su *software*), y se utilizaron los *scanbodies* una sola vez.

En el presente estudio se estableció en 10 el número de impresiones a realizar por cada grupo; pauta y resultados similares al estudio Vandeweghe y cols. [144]. Otros estudios que también utilizaron 10 archivos (10 escaneados por tipo de escáner) son los de Van der Meer [78], Seelbach y cols. [104], Papaspyridakos y cols. [149], Stimmelmayer y cols. [211], Flugge y cols. [107] y Ryakhovsky y cols. [114]

En nuestro estudio se utilizó como método comparativo de los escaneados el *software Geomagic*. Dentro de las posibilidades que ofrece dicho software, se utilizó el algoritmo de superposición (*best-fit alignment*) para el análisis de los archivos “.stl” obtenidos de cada grupo para su estudio y comparación. Dicho algoritmo alinea matemáticamente dos modelos digitales y determina la forma perfecta, determinando las zonas en las que los archivos “.stl” del escaneado quedan por fuera del modelo escaneado control (valores de discrepancia positivos) y las zonas en las que quedaron por dentro (valores de discrepancia negativos). Las zonas de desajuste se evidencian con una escala colorimétrica, además el software proporciona un valor promedio de desviación estándar y el desajuste máximo hallado.

La posible desventaja que presenta esta técnica de solapamiento es que una discrepancia de una zona concreta puede quedar disimulada por compensarse con otras zonas del modelo digital [101]. Por ello se decidió evaluar tanto la reproducibilidad, como la repetibilidad de los escaneados. Otros estudios como los de Nichols y cols, Cho y cols, Ender y col, Lin y cols, Nedelcu y col, Patzelt y cols, Vanderweghe y cols, Mehl y cols, Papaspyridakos y cols, utilizaron este mismo software para el estudio de la reproducibilidad [212], [213], [108], [214], [215], [92], [149], [216], [217].

Los datos obtenidos en el presente estudio sugieren que es técnicamente posible la toma de impresión de arcos desdentados completos que van a ser rehabilitados sobre múltiples implantes con la tecnología de la que se dispone en la actualidad. Cabe reseñar, sin embargo, numerosos factores existentes en la cavidad oral o relativos los pacientes que pueden influir en la precisión de las impresiones ópticas o digitales tal y como sugiere Brosky en su trabajo. Entre otros se encuentran, como ejemplo, la falta de espacio, movimientos del paciente o la presencia de saliva [218]. Parecen, por tanto, necesarios estudios in vivo que investiguen la toma de impresión sobre implantes con tecnología digital en pacientes desdentados completos, portadores de múltiples implantes.

Se pueden introducir errores durante cualquiera de los diversos procedimientos clínicos necesarios para la toma de impresión en sus diferentes modalidades, tales como la conexión incorrecta de los componentes, cambios dimensionales excesivos de los materiales de impresión o pequeños movimientos causados al aflojar las cofias de impresión y su posterior atornillado sobre los análogos del implante. La implicación clínica de la magnitud de la distorsión acumulada en el proceso de toma de impresión sigue alimentando la controversia, tal y como refleja Zimmemann en su trabajo [138].

Como sucede en otras ocasiones no es fácil el hacer comparaciones entre los resultados del presente estudio y los resultados de estudios previos, la metodología empleada en los diferentes estudios no suele ser coincidente, tanto en el uso de métodos de digitalización, como de métodos de evaluación. Brosky y cols [219] usaron un método en el que se muestran gráficamente las diferencias entre dos modelos y se calculó el área bajo esta curva de desviación. Sus resultados mostraron diferencias entre 27 y 297 μm entre modelos de impresiones convencionales confeccionados con impresiones de polivinil siloxano y el modelo de referencia. Sin embargo, el estudio carecía de una evaluación de la precisión de la medición del escáner utilizado.

En general, se ha establecido que una prótesis bien ajustada es importante para evitar complicaciones y para asegurar la longevidad de la rehabilitación. Sin embargo, esto no es fácil de lograr. El uso de tecnología CAD/CAM en odontología ha mejorado la precisión de las estructuras de prótesis en comparación con el sistema convencional de estructuras coladas [161]. A pesar de esta mejora, las estructuras implanto-soportadas muestran aún microgaps de 38 μm , según se refiere en la literatura, siendo un factor determinante para el tamaño del micro gap la longitud de la estructura [220]. El desajuste resultante en gran parte es debido a errores que ocurren durante el proceso de toma de impresión y a la elaboración del modelo de yeso [221], [79]. En un esfuerzo para minimizar estos errores, el desarrollo tecnológico en odontología ha introducido el concepto de impresiones digitales.

Al evaluar el ajuste de prótesis dento-soportadas, con las impresiones digitales se consiguió un mejor ajuste que con las impresiones convencionales y modelos de yeso, tanto para coronas individuales [222], [223], como para las restauraciones parciales fijas [223], según se refiere en los trabajos de Ng y Almeida, ambos de 2014. Aunque el uso de impresiones digitales puede mejorar claramente el ajuste de las estructuras dento-soportadas, su precisión final todavía varía dependiendo de la forma de las preparaciones y el tamaño o longitud de la estructura. No existe suficiente investigación sobre el uso de escáneres intraorales para la toma de impresiones de arco completo. Utilizando un modelo de arcada completa que contiene 14 dientes tallados, Patzelt y cols [217] prueban la precisión de cuatro escáneres intraorales. Los valores de ajuste de las estructuras fueron entre 38.0 y 332.9 μm , mientras que la precisión entre 37.9 y 99.1 μm . Los autores concluyeron que sólo un escáner intraoral (Lava C.O.S.) podría ser recomendado para su uso en rehabilitaciones completas [217].

Ender y Mehl [224] evaluaron varios escáneres intraorales y materiales de impresión convencional. Las impresiones digitales de un arco completo mostraron valores entre 29 y 45 μm y precisión osciló entre 19 y 63 μm , que no fue significativamente mejor que las impresiones convencionales. Los autores indicaron que los escáneres intraorales demostraron más diferencias localizadas y que su exactitud depende en gran medida la técnica de análisis. Su y Sun [224] evaluaron la precisión del escáner Trios (Trios, 3shape, Copenhague, Dinamarca) y lo compararon con un escáner de laboratorio. No sólo fue significativamente menor la precisión del escáner intraoral, sino que también observaron que la diferencia aumentaba con el número de dientes escaneados.

Mangano FG y cols [225] en compararon la exactitud y precisión de cuatro escáneres intraorales: - Trios® (Trios, 3Shape, Copenhague, Dinamarca), - CS 3600® (Carestream, Rochester, NY, USA), - ZFX Intrascan® (ZFX, Birmingham, Reino Unido), - Planscan® (Planmeca, Romexis, Helsinki, Finlandia)). En este estudio in vitro, comparaban la exactitud y la precisión de los cuatro escáneres intraorales en implantología oral, con dos modelos (un paciente parcialmente desdentado con tres implantes y un paciente totalmente desdentado con seis implantes). Aunque no se encontraron diferencias en exactitud y precisión entre el escaneado de los modelos parcial y totalmente desdentados, los sistemas de impresión digital investigados mostraron diferencias estadísticamente significativas [225].

Estos resultados del estudio de Mangano FG no son coincidentes con los hallazgos de Imburgia y cols [225]. También en un estudio in vitro, compararon con la precisión de cuatro escáneres intraorales de última generación: - CS3600® (Carestream, Rochester, NY, USA), - Trios3® (3Shape, Copenhague, Dinamarca), - Omnicam® (Sirona, Bensheim, Alemania), - TrueDefinition® (3M Espe, St. Paul, MN, USA)). La comparación se realizó en dos situaciones diferentes: en un

parcialmente desdentado con un modelo con tres implantes y en un modelo completamente desdentado con seis implantes. Se lograron excelentes resultados en cuanto a exactitud con todos los escáneres intraorales, tanto para un modelo como para el otro. Sin embargo, la exactitud del análisis fue mayor en el modelo parcialmente desdentado que en el modelo completamente desdentado. Esto indica que, a pesar de los considerables progresos realizados por los escáneres de última generación, la exploración de un paciente totalmente desdentado sigue siendo más difícil que la exploración de un área de alcance más limitado, y, por lo tanto, el diseño y fresado de restauraciones de una arcada completa pueden presentar más dificultades [225].

Aunque el método estadístico aplicado en el presente estudio difiere del utilizado en estudios previos que utilizaron una metodología experimental similar, las tendencias estadísticas de los resultados correspondientes a los grupos de impresión digital frente a los grupos de impresión convencional (ver tablas 2 y 3) fueron coincidentes [226], [217, 224, 227].

La angulación de los implantes no parece ser un factor determinante en la precisión de las impresiones de los modelos analizados. Las impresiones obtenidas del modelo 2 mostraron resultados ligeramente mejores que las obtenidas del modelo 1 (ver tablas 2 y 3). Estos resultados son similares a los hallazgos de Giménez y cols [228], quienes informaron que con angulaciones superiores a 30°, la angulación de los implantes no afectó a la exactitud de una manera estadísticamente significativa usando un escáner LAVA C.O.S. de luz azul. Además, en un estudio similar del mismo grupo, utilizando el mismo diseño de angulación de los implantes, se informó que una angulación de hasta 30° de los implantes no afectó de forma estadísticamente significativa la exactitud de las impresiones digitales usando un escáner de luz roja ITero (Align Technology Inc., San Jose, CA, USA) [228]. En ambos estudios se observó que la experiencia del operador puede desempeñar un papel crucial en la exactitud de las impresiones digitales, de forma que existe una curva de aprendizaje hasta que el clínico encargado de realizar la exploración se convierte en suficientemente competente como para controlar el correcto funcionamiento de los elementos necesarios para realizar una impresión digital [228, 229].

La realización de impresiones de implantes digitales de forma intraoral actualmente puede ser incluso más difícil que confeccionar un modelo de trabajo digital a partir de impresiones convencionales y mediante el uso de un escáner de laboratorio. El escaneado de un implante unitario con escáneres intraorales se logra con alta previsibilidad, como se ha demostrado en varios estudios previos y en publicaciones “case report” [81, 174, 230, 231]. Cuando se trata de una restauración monolítica, es posible el flujo de trabajo digital completo, debido a que el pilar y la corona son diseñados y fabricados en su forma final [174]. Sin embargo, al escanear varios implantes en una arcada desdentada, pueden surgir algunas dificultades. Cuando se escanean múltiples implantes, se utilizan scanbodys idénticos, puede ser difícil para el escáner intraoral

distinguir uno de otro y así identificar su ubicación correcta en el espacio y con relación al arco desdentado. Los escáneres intraorales que trabajan mediante un fotosistema pueden pegar imágenes de diferentes scanbods uno encima del otro, superponiendo en una misma posición imágenes de diferentes scanbods [232].

Otro estudio reciente *in vitro*, el estudio de Papaspyridakos y cols, compara la precisión de las impresiones de implantes digitales y convencionales para pacientes completamente desdentados [149]. Se utilizó un modelo de referencia desdentado con cinco implantes fabricado en escayola. Se comparó un sistema de impresión digital (Tríos) con varias técnicas de impresión convencional (impresiones con cofias ferulizadas y sin ferulizar, usando poliéter como material de impresión). Un escáner extraoral de precisión de $6\ \mu\text{m}$ (IScan D103i, Imetric) fue utilizado para realizar el escaneado de los modelos de referencia. La discrepancia media encontrada en la impresión convencional cuando se ferulizaban los implantes fue de $7.42\ \mu\text{m}$ ($5.28\text{-}10.88\ \mu\text{m}$). Usando una técnica de impresión convencional sin ferulizar, la discrepancia fue de $17.56\ \mu\text{m}$ ($13.19\text{-}76.49\ \mu\text{m}$), y cuando se utilizó la técnica de impresión digital con Tríos, la discrepancia fue de $19.38\ \mu\text{m}$ ($11.54\text{-}26.21\ \mu\text{m}$). Se concluyó que las impresiones digitales son tan precisas como las convencionales, y se encontró una desviación significativa solo entre la impresión de implantes convencionales sin ferulizar y el grupo de control. También se afirmó que angulaciones de implante de 10° y 15° no afectaron negativamente la precisión de las impresiones de implantes, lo que concuerda con los estudios de Giménez y cols. [199, 228].

Sus resultados mostraron que no hubo diferencias estadísticamente significativas entre ambos métodos, concluyendo que podían utilizarse las impresiones digitales para impresiones de implantes en arcadas desdentadas. En nuestro estudio las diferencias fueron estadísticamente significativas, este resultado se podría explicar por existir diferencias en el número de implantes, ser diferente la conexión de los implantes o por un diseño diferente y un diferente ajuste del scanbody. En nuestro estudio se utilizaron scanbods de 4mm a diferencia de los utilizados en el estudio de Papaspyridakos (10 mm). Tal y como fue referido por Fluegge y cols [232], la precisión disminuye cuanto más cortos y más pequeños son los scanbods utilizados (intraorales). Stimmelmayer y cols [143] refieren en su trabajo diferencias en el ajuste de los scanbods entre los implantes originales y los scanbods de laboratorio, siendo mejor el comportamiento de los últimos citados.

Un estudio *in vivo* publicado por Boeddinghaus y cols, analizó la precisión del escáner intraoral *True Definition* [166]. En el estudio se agregaron otros dos IOS (CEREC AC Omnicam y Tríos) y un método convencional de toma de impresión (con material polivinilsiloxano). Las impresiones convencionales y digitales con los tres IOS se realizaron en 49 dientes en 24 pacientes. Se fabricaron *copings* de circonia con respecto a cada conjunto de datos y se evaluó el gap

marginal. Los resultados mostraron un gap de 88 μm (mediana) para el *True Definition*, 112 μm para Trios, 149 μm para Cerec AC Omnicam y 113 μm para la impresión convencional. Los autores concluyeron que el procedimiento de toma de impresiones intraorales digitales podría considerarse como una alternativa a la convencional [166].

Mientras que los resultados del presente estudio in vitro son muy alentadores, conllevan algunas limitaciones con respecto a la extrapolación de sus resultados a la exploración de la cavidad bucal. La exploración en la boca puede implicar un doble error en comparación con la exploración de un modelo, debido a existir un diferente ambiente [107]. Otra diferencia entre la exploración in vivo e in vitro es la estabilidad de la superficie de exploración, la forma de la mucosa puede cambiar dependiendo de los movimientos mandibulares lo cual complicaría el procedimiento de escaneado, este depende de la presencia de puntos de referencia fijos y estables [232]. Del mismo modo, una mayor distancia entre implantes combinada con una superficie mucosa plana puede conllevar una falta de puntos de referencia que permita una correcta lectura [228]. En el estudio actual, los implantes se colocaron relativamente próximos uno del otro. Se puede asumir que, si se aumenta la distancia entre los implantes, el proceso de digitalización se convertiría en más difícil, y ello puede reducir la precisión.

Existen diferentes sistemas de escaneado intraorales. Mientras que algunos utilizan polvo para la lectura otros no lo necesitan, y según las referencias a la literatura existente [217, 226], la necesidad de polvo y opacificación es típica de los escáneres intraorales de primera generación. Los dispositivos más recientes pueden realizar impresiones ópticas sin usar polvo. Técnicamente, es de elección un escáner que permite al clínico a trabajar sin opacificación, el polvo puede representar un inconveniente para el paciente. Además, es complejo aplicar una capa uniforme de polvo. Una técnica de opacificación inadecuada puede dar como resultado capas de espesores diferentes en varios puntos de los dientes, con el riesgo de inducir a errores que reducen la calidad de la exploración [121, 225, 233].

La odontología digital en el caso de uso en rehabilitaciones con implantes dentales está aumentando en popularidad y muestra buen potencial, sin embargo, se necesitan estudios adicionales para evaluar y comparar la precisión clínica de la tecnología digital versus técnicas de impresión convencionales tanto en pacientes parcial como totalmente desdentados. Además, el flujo de trabajo digital completo desde la planificación del caso hasta la confección de la rehabilitación definitiva debe ser evaluada. Hay factores a valorar que son de importancia en la aplicación clínica diaria de esta tecnología como son: - la eficacia en el tiempo de trabajo, - las curvas de aprendizaje, - la precisión del proceso, - los aspectos económicos.

Hoy por hoy, parece ineludible en la práctica clínica diaria, la utilización combinada de la tecnología digital y del enfoque convencional, optando por cada una de ellas en función de las características específicas de cada uno de los casos a tratar.

CONCLUSIONES

1. Las impresiones digitales con el escáner True Definition 3M obtuvieron mejores resultados que las impresiones convencionales para un modelo de cuatro implantes Klockner KL con los implantes colocados de forma paralela, mostrando un mejor comportamiento las impresiones con cofias para cubeta abierta sin ferulizar en el caso de valorar el modelo con implantes Klockner KL disparelos.
2. La técnica de impresión mediante cofias de impresión de reposición, que usan cubeta cerrada, es menos precisa que la técnica de impresión mediante cofias de impresión de arrastre, que usan cubeta abierta, en el caso de impresiones convencionales, tanto en situaciones en los que los implantes Klockner KL se encuentran paralelos como cuando se encuentran disparelos, para un modelo de cuatro implantes.
3. La técnica de impresión digital con el escáner True Definition 3M es más precisa que la técnica de impresión mediante cofias de impresión de reposición, que usan cubeta cerrada, tanto en situaciones en los que los implantes Klockner KL se encuentran paralelos como cuando se encuentran disparelos, para un modelo de cuatro implantes.
4. En el caso de valorar la técnica de impresión digital en el modelo de cuatro implantes Klockner KL en comparación con la técnica de impresión con cofias de impresión de arrastre, que usan cubeta abierta, esta se mostró más precisa que la técnica convencional en la situación de implantes paralelos y menos precisa en el caso de implantes disparelos.
5. La técnica de cofias de impresión de arrastre sobre implantes ferulizadas entre si son más precisas que cuando se usan las cofias sin ferulizar, para el modelo estudiado: cuatro implantes Klockner KL paralelos.
6. La angulación de los implantes afecta la exactitud de las impresiones convencionales en el caso de un modelo con cuatro implantes Klockner KL paralelos.
7. La angulación de los implantes afecta a la exactitud de las impresiones digitales en el caso de un modelo con cuatro implantes Klockner KL paralelos.

Este es un estudio in vitro, con las carencias que ello conlleva, aún así los resultados del presente estudio sugieren que las impresiones digitales son una alternativa válida para la realización de impresiones de trabajo sobre modelos de cuatro implantes.

Se desconoce si las diferencias encontradas en este estudio en los diferentes procedimientos tienen repercusión en la clínica diaria.

Son necesarios más estudios, y especialmente estudios clínicos en pacientes, para validar las técnicas de impresión digital sobre implantes dentales.

BIBLIOGRAFIA

1. Jung, R.E., et al., *Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years*. Clin Oral Implants Res, 2012. **23 Suppl 6**: p. 2-21.
2. Papaspyridakos, P., et al., *A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2012. **27**(1): p. 102-10.
3. Jung, R.E., et al., *A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns*. Clin Oral Implants Res, 2008. **19**(2): p. 119-30.
4. Pjetursson, B.E., et al., *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**: p. 22-38.
5. Lindquist, L.W., G.E. Carlsson, and T. Jemt, *A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss*. Clin Oral Implants Res, 1996. **7**(4): p. 329-36.
6. Gallucci, G.O., et al., *Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible*. Clin Oral Implants Res, 2009. **20**(6): p. 601-7.
7. Ortorp, A. and T. Jemt, *Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the partially edentulous mandible:*

- a 10-year comparative follow-up study.* Clin Implant Dent Relat Res, 2008. **10**(3): p. 128-39.
8. Naert, I., et al., *Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. part I: a longitudinal clinical evaluation.* Clin Oral Implants Res, 2002. **13**(4): p. 381-9.
 9. Naert, I., et al., *Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part 2: a longitudinal radiographic study.* Clin Oral Implants Res, 2002. **13**(4): p. 390-5.
 10. Lekholm, U., et al., *Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study.* Int J Oral Maxillofac Implants, 1999. **14**(5): p. 639-45.
 11. Jung, R.E., et al., *A prospective, controlled clinical trial evaluating the clinical radiological and aesthetic outcome after 5 years of immediately placed implants in sockets exhibiting periapical pathology.* Clin Oral Implants Res, 2013. **24**(8): p. 839-46.
 12. Schneider, D., L. Witt, and C.H.F. Hammerle, *Influence of the crown-to-implant length ratio on the clinical performance of implants supporting single crown restorations: a cross-sectional retrospective 5-year investigation.* Clin Oral Implants Res, 2012. **23**(2): p. 169-174.
 13. Vigolo, P. and A. Givani, *Platform-switched restorations on wide-diameter implants: a 5-year clinical prospective study.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2009. **24**(1): p. 103-9.

14. Lindh, T., et al., *Tooth-implant supported fixed prostheses: a retrospective multicenter study*. Int J Prosthodont, 2001. **14**(4): p. 321-8.
15. Lang, N.P., et al., *A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth--implant-supported FPDs*. Clin Oral Implants Res, 2004. **15**(6): p. 643-53.
16. Gross, M. and B.Z. Laufer, *Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: laboratory and clinical studies*. J Oral Rehabil, 1997. **24**(11): p. 863-70.
17. Akalin, Z.F., Y.K. Ozkan, and A. Ekerim, *Effects of implant angulation, impression material, and variation in arch curvature width on implant transfer model accuracy*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2013. **28**(1): p. 149-57.
18. Perakis, N., U.C. Belser, and P. Magne, *Final impressions: a review of material properties and description of a current technique*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2004. **24**(2): p. 109-17.
19. Chong, Y.H., G. Soh, and J.L. Wickens, *The effect of mixing method on void formation in elastomeric impression materials*. Int J Prosthodont, 1989. **2**(4): p. 323-6.
20. Ragain, J.C., et al., *Detail reproduction, contact angles, and die hardness of elastomeric impression and gypsum die material combinations*. Int J Prosthodont, 2000. **13**(3): p. 214-20.
21. Craig, R.G., *Review of dental impression materials*. Adv Dent Res, 1988. **2**(1): p. 51-64.

22. Donovan, T.E. and W.W. Chee, *A review of contemporary impression materials and techniques*. Dent Clin North Am, 2004. **48**(2): p. vi-vii, 445-70.
23. Rubel, B.S., *Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry*. Dent Clin North Am, 2007. **51**(3): p. 629-42, vi.
24. Giordano, R., 2nd, *Impression materials: basic properties*. Gen Dent, 2000. **48**(5): p. 510-2, 514, 516.
25. Al-Bakri, I.A., D. Hussey, and W.M. Al-Omari, *The dimensional accuracy of four impression techniques with the use of addition silicone impression materials*. J Clin Dent, 2007. **18**(2): p. 29-33.
26. Forrester-Baker, L., et al., *A comparison of dimensional accuracy between three different addition cured silicone impression materials*. Eur J Prosthodont Restor Dent, 2005. **13**(2): p. 69-74.
27. Pande, N.A. and R.D. Parkhedkar, *An evaluation of dimensional accuracy of one-step and two-step impression technique using addition silicone impression material: an in vitro study*. J Indian Prosthodont Soc, 2013. **13**(3): p. 254-9.
28. Wee, A.G., et al., *Evaluation of the accuracy of solid implant casts*. J Prosthodont, 1998. **7**(3): p. 161-9.
29. WJ, O.B., *Dental materials and their selection*. 4th ed ed. 2008, Chicago: Quintessence Pub. Co. 448.
30. Lu, H., B. Nguyen, and J.M. Powers, *Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials*. J Prosthet Dent, 2004. **92**(2): p. 151-4.

31. Hung, S.H., et al., *Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique*. J Prosthet Dent, 1992. **67**(5): p. 583-9.
32. Federick, D.R. and A. Caputo, *Comparing the accuracy of reversible hydrocolloid and elastomeric impression materials*. J Am Dent Assoc, 1997. **128**(2): p. 183-8.
33. Kahn, R.L., T.E. Donovan, and W.W. Chee, *Interaction of gloves and rubber dam with a poly(vinyl siloxane) impression material: a screening test*. Int J Prosthodont, 1989. **2**(4): p. 342-6.
34. Ghiggi, P.C., et al., *Does immediate dentin sealing influence the polymerization of impression materials?* Eur J Dent, 2014. **8**(3): p. 366-72.
35. Magne, P. and B. Nielsen, *Interactions between impression materials and immediate dentin sealing*. J Prosthet Dent, 2009. **102**(5): p. 298-305.
36. Rathee, S., et al., *A Comparison of Dimensional Accuracy of Addition Silicone of Different Consistencies with Two Different Spacer Designs - In-vitro Study*. J Clin Diagn Res, 2014. **8**(7): p. ZC38-41.
37. Caputi, S. and G. Varvara, *Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study*. J Prosthet Dent, 2008. **99**(4): p. 274-81.
38. Takahashi, H. and W.J. Finger, *Effects of the setting stage on the accuracy of double-mix impressions made with addition-curing silicone*. J Prosthet Dent, 1994. **72**(1): p. 78-84.

39. Vadapalli, S.B., et al., *Evaluation of surface detail reproduction, dimensional stability and gypsum compatibility of monophasic polyvinyl-siloxane and polyether elastomeric impression materials under dry and moist conditions*. J Int Soc Prev Community Dent, 2016. **6**(4): p. 302-8.
40. Johnson, G.H., et al., *Clinical trial investigating success rates for polyether and vinyl polysiloxane impressions made with full-arch and dual-arch plastic trays*. J Prosthet Dent, 2010. **103**(1): p. 13-22.
41. Tolley, L.G. and R.G. Craig, *Viscoelastic properties of elastomeric impression materials: polysulphide, silicone and polyether rubbers*. J Oral Rehabil, 1978. **5**(2): p. 121-8.
42. Craig, R.G. and P.H. Hare, *Properties of a new polyether urethane dimethacrylate photoinitiated elastomeric impression material*. J Prosthet Dent, 1990. **63**(1): p. 16-20.
43. Nowakowska, D., et al., *The Setting Time of Polyether Impression Materials after Contact with Conventional and Experimental Gingival Margin Displacement Agents*. J Prosthodont, 2018. **27**(2): p. 182-188.
44. Kanehira, M., W.J. Finger, and M. Komatsu, *Surface detail reproduction with new elastomeric dental impression materials*. Quintessence Int, 2007. **38**(6): p. 479-88.
45. Papaspyridakos, P., et al., *Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2014. **29**(4): p. 836-45.
46. Wostmann, B., P. Rehmann, and M. Balkenhol, *Influence of impression technique and material on the accuracy of*

- multiple implant impressions*. Int J Prosthodont, 2008. **21**(4): p. 299-301.
47. Vigolo, P., Z. Majzoub, and G. Cordioli, *Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions*. J Prosthet Dent, 2003. **89**(2): p. 186-92.
48. Wenz, H.J. and K. Hertrampf, *Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2008. **23**(1): p. 39-47.
49. Saini, H.S., et al., *Evaluating the Effect of Different Impression Techniques and Splinting Methods on the Dimensional Accuracy of Multiple Implant Impressions: An in vitro Study*. J Contemp Dent Pract, 2018. **19**(8): p. 1005-1012.
50. Lee, H., et al., *The accuracy of implant impressions: a systematic review*. J Prosthet Dent, 2008. **100**(4): p. 285-91.
51. Ebadian, B., et al., *Effect of different impression materials and techniques on the dimensional accuracy of implant definitive casts*. Dent Res J (Isfahan), 2015. **12**(2): p. 136-43.
52. Chai, J., Y. Takahashi, and E.P. Lautenschlager, *Clinically relevant mechanical properties of elastomeric impression materials*. Int J Prosthodont, 1998. **11**(3): p. 219-23.
53. Lee, H., et al., *Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: an in vitro study*. J Prosthet Dent, 2008. **99**(2): p. 107-13.

54. Kim, S., et al., *Displacement of implant components from impressions to definitive casts*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2006. **21**(5): p. 747-55.
55. Burns, J., et al., *Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays*. J Prosthet Dent, 2003. **89**(3): p. 250-5.
56. Gallucci, G.O., et al., *Clinical accuracy outcomes of closed-tray and open-tray implant impression techniques for partially edentulous patients*. Int J Prosthodont, 2011. **24**(5): p. 469-72.
57. Martinez-Rus, F., et al., *Accuracy of definitive casts using 4 implant-level impression techniques in a scenario of multi-implant system with different implant angulations and subgingival alignment levels*. Implant Dent, 2013. **22**(3): p. 268-76.
58. Liou, A.D., et al., *Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials*. Int J Prosthodont, 1993. **6**(4): p. 377-83.
59. Gordon, G.E., G.H. Johnson, and D.G. Drennon, *The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials*. J Prosthet Dent, 1990. **63**(1): p. 12-5.
60. Akca, K. and M.C. Cehreli, *Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2004. **19**(4): p. 517-23.
61. Fernandez, M.A., et al., *A comparative study of the accuracy between plastic and metal impression transfer copings for implant restorations*. J Prosthodont, 2013. **22**(5): p. 367-76.

62. Carr, A.B., *Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1991. **6**(4): p. 448-55.
63. Dumbrigue, H.B., D.C. Gurun, and N.S. Javid, *Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings*. J Prosthet Dent, 2000. **84**(1): p. 108-10.
64. Filho, H.G., et al., *Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 - comparison of splinting techniques*. J Prosthodont, 2009. **18**(2): p. 172-6.
65. Tosches, N.A., U. Bragger, and N.P. Lang, *Marginal fit of cemented and screw-retained crowns incorporated on the Straumann (ITI) Dental Implant System: an in vitro study*. Clin Oral Implants Res, 2009. **20**(1): p. 79-86.
66. Kwon, J.H., et al., *Accuracy of implant impressions without impression copings: a three-dimensional analysis*. J Prosthet Dent, 2011. **105**(6): p. 367-73.
67. Vigolo, P., Z. Majzoub, and G. Cordioli, *In vitro comparison of master cast accuracy for single-tooth implant replacement*. J Prosthet Dent, 2000. **83**(5): p. 562-6.
68. Vigolo, P., et al., *Master cast accuracy in single-tooth implant replacement cases: an in vitro comparison. A technical note*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2005. **20**(3): p. 455-60.
69. Miyazaki, T., et al., *A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience*. Dent Mater J, 2009. **28**(1): p. 44-56.
70. McLaren, E., *CAD/CAM Dental technology*. Compend Contin Educ Dent, 2011. **32**(4): p. 73-6, 78-80, 82.

71. *CAD/CAM Dentistry: Adopted by the FDI General Assembly: August 2017, Madrid, Spain.* Int Dent J, 2018. **68**(1): p. 18-19.
72. Patel, N., *Contemporary dental CAD/CAM: modern chairside/lab applications and the future of computerized dentistry.* Compend Contin Educ Dent, 2014. **35**(10): p. 739-46; quiz 747, 756.
73. Davidowitz, G. and P.G. Kotick, *The use of CAD/CAM in dentistry.* Dent Clin North Am, 2011. **55**(3): p. 559-70, ix.
74. Brown, C., *CAD/CAM in digital dentistry: the lab perspective.* J Mich Dent Assoc, 2012. **94**(4): p. 42-5.
75. Scherer, M.D., et al., *CAD/CAM guided surgery in implant dentistry. A review of software packages and step-by-step protocols for planning surgical guides.* Alpha Omegan, 2014. **107**(1): p. 32-8.
76. Kattadiyil, M.T., et al., *CAD/CAM guided surgery in implant dentistry: a brief review.* Alpha Omegan, 2014. **107**(1): p. 26-31.
77. Harsono, M., et al., *Evolution of chairside CAD/CAM dentistry.* Tex Dent J, 2013. **130**(3): p. 238-44.
78. van der Meer, W.J., et al., *Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology.* PLoS One, 2012. **7**(8): p. e43312.
79. Syrek, A., et al., *Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling.* J Dent, 2010. **38**(7): p. 553-9.

80. Lee, S.J., R.X.t. Macarthur, and G.O. Gallucci, *An evaluation of student and clinician perception of digital and conventional implant impressions*. J Prosthet Dent, 2013. **110**(5): p. 420-3.
81. Lee, S.J. and G.O. Gallucci, *Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes*. Clin Oral Implants Res, 2013. **24**(1): p. 111-5.
82. Fasbinder, D.J., *Digital dentistry: innovation for restorative treatment*. Compend Contin Educ Dent, 2010. **31 Spec No 4**: p. 2-11; quiz 12.
83. Mangano Guest Editor, F., *Digital Dentistry: The Revolution has Begun*. Open Dent J, 2018. **12**: p. 59-60.
84. Zang, Y., et al., *Novel Adaptive Laser Scanning Method for Point Clouds of Free-Form Objects*. Sensors (Basel), 2018. **18**(7).
85. Zhang, L., J. Sun, and Q. Zheng, *3D Point Cloud Recognition Based on a Multi-View Convolutional Neural Network*. Sensors (Basel), 2018. **18**(11).
86. 3DCadPortal. *Diccionario CadCamCae en Espanol*. [cited 2018 10/10/2018]; Available from: <http://www.3dcadportal.com/terminologia/terminologia/>.
87. Schollmeyer, A. and B. Froehlich, *Efficient and Anti-aliased Trimming for Rendering Large NURBS Models*. IEEE Trans Vis Comput Graph, 2018.
88. Richert, R., et al., *Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression*. J Healthc Eng, 2017. **2017**: p. 8427595.

89. Rudolph, H., S. Quaas, and R.G. Luthardt, *Matching point clouds: limits and possibilities*. Int J Comput Dent, 2002. **5**(2-3): p. 155-64.
90. Abduo, J., *Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review*. J Oral Implantol, 2014. **40**(6): p. 758-66.
91. prints, R.A.I.f.r.D. ¿QUÉ ES UN FICHERO STL? [cited 2018 08\04\2018]; Available from: <http://www.r3ald.com/que-es-un-fichero-stl>.
92. Nedelcu, R.G. and A.S. Persson, *Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis*. J Prosthet Dent, 2014. **112**(6): p. 1461-71.
93. Jeong, I.D., et al., *Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner: An in vitro study*. J Prosthet Dent, 2016. **115**(6): p. 755-9.
94. 3DCadPortal. *Errores más comunes en archivos STL*. 2013 [cited 2018 15\05\2018]; Available from: <http://www.3dcadportal.com/errores-mas-comunes-en-archivos-stl.html>.
95. Standardization, I.O.f. *Digitizing de- vices for CAD/CAM systems for indirect dental restorations e Test methods for assessing accuracy*. 2015 2015 [cited 2018 15/04/2018]; Available from: <http://www.iso.org/iso/store.htm>.
96. Fernandez, M.A., A. Nimmo, and L.S. Behar-Horenstein, *Digital Denture Fabrication in Pre- and Postdoctoral Education: A Survey of U.S. Dental Schools*. J Prosthodont, 2016. **25**(1): p. 83-90.

97. Beuer, F., J. Schweiger, and D. Edelhoff, *Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations*. Br Dent J, 2008. **204**(9): p. 505-11.
98. Quaas, S., H. Rudolph, and R.G. Luthardt, *Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations*. J Dent, 2007. **35**(12): p. 903-8.
99. Nouri, M., et al., *Comparison of clinical bracket point registration with 3D laser scanner and coordinate measuring machine*. Dental Press J Orthod, 2015. **20**(1): p. 59-65.
100. Kusnoto, B. and C.A. Evans, *Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2002. **122**(4): p. 342-8.
101. Persson, A.S., et al., *Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology*. Dent Mater, 2008. **24**(8): p. 1123-30.
102. Persson, A., et al., *A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner*. J Prosthet Dent, 2006. **95**(3): p. 194-200.
103. Rudolph, H., R.G. Luthardt, and M.H. Walter, *Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology*. Comput Biol Med, 2007. **37**(5): p. 579-87.
104. Seelbach, P., C. Brueckel, and B. Wostmann, *Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(7): p. 1759-64.

105. Lee, W.S., et al., *Evaluation of different approaches for using a laser scanner in digitization of dental impressions*. J Adv Prosthodont, 2014. **6**(1): p. 22-9.
106. Birnbaum, N.S. and H.B. Aaronson, *Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality*. Compend Contin Educ Dent, 2008. **29**(8): p. 494, 496, 498-505.
107. Flugge, T.V., et al., *Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2013. **144**(3): p. 471-8.
108. Ender, A. and A. Mehl, *Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study*. Int J Comput Dent, 2011. **14**(1): p. 11-21.
109. Christensen, G.J., *The challenge to conventional impressions*. J Am Dent Assoc, 2008. **139**(3): p. 347-9.
110. Christensen, G.J., *Urgent challenges for dentists and laboratory technicians*. Dent Today, 2008. **27**(10): p. 18, 20.
111. Yuzbasioglu, E., et al., *Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes*. BMC Oral Health, 2014. **14**: p. 10.
112. Vasudavan, S., S.R. Sullivan, and A.L. Sonis, *Comparison of intraoral 3D scanning and conventional impressions for fabrication of orthodontic retainers*. J Clin Orthod, 2010. **44**(8): p. 495-7.
113. Ender, A. and A. Mehl, *Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision*. J Prosthet Dent, 2013. **109**(2): p. 121-8.

114. Ryakhovskiy, A.N. and V.V. Kostyukova, *Comparative analysis of 3D data accuracy of single tooth and full dental arch captured by different intraoral and laboratory digital impression systems*. Stomatologia (Mosk), 2016. **95**(4): p. 65-70.
115. Persson, A.S., et al., *Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness*. Dent Mater, 2009. **25**(7): p. 929-36.
116. Park, J.M., *Comparative analysis on reproducibility among 5 intraoral scanners: sectional analysis according to restoration type and preparation outline form*. J Adv Prosthodont, 2016. **8**(5): p. 354-362.
117. Abduo, J. and M. Elseyoufi, *Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors*. Eur J Prosthodont Restor Dent, 2018. **26**(3): p. 101-121.
118. M, S., *Evaluación in-vitro de la precisión de los escáneres de uso en la odontología actual para la confección de estructuras para prótesis sobre implantes*, in *Odontologia*. 2017, UIC. p. 197.
119. Garg, A.K., *Cadent iTero's digital system for dental impressions: the end of trays and putty?* Dent Implantol Update, 2008. **19**(1): p. 1-4.
120. Nedelcu, R., et al., *Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method*. J Dent, 2018. **69**: p. 110-118.
121. Zaruba, M. and A. Mehl, *Chairside systems: a current review*. Int J Comput Dent, 2017. **20**(2): p. 123-149.

122. Muller, P., et al., *Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner*. Quintessence Int, 2016. **47**(4): p. 343-9.
123. Ting-Shu, S. and S. Jian, *Intraoral Digital Impression Technique: A Review*. J Prosthodont, 2015. **24**(4): p. 313-21.
124. Gjelvold, B., et al., *Intraoral Digital Impression Technique Compared to Conventional Impression Technique. A Randomized Clinical Trial*. J Prosthodont, 2016. **25**(4): p. 282-7.
125. Imburgia, M., et al., *Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study*. BMC Oral Health, 2017. **17**(1): p. 92.
126. Ahlholm, P., et al., *Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review*. J Prosthodont, 2018. **27**(1): p. 35-41.
127. Chochlidakis, K.M., et al., *Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis*. J Prosthet Dent, 2016. **116**(2): p. 184-190 e12.
128. Means, C.R. and I.E. Flenniken, *Gagging--a problem in prosthetic dentistry*. J Prosthet Dent, 1970. **23**(6): p. 614-20.
129. Muir, J.D. and E.J. Calvert, *Vomiting during the taking of dental impressions. Two case reports of the use of psychological techniques*. Br Dent J, 1988. **165**(4): p. 139-41.
130. Schepke, U., et al., *Digital versus analog complete-arch impressions for single-unit premolar implant crowns: Operating time and patient preference*. J Prosthet Dent, 2015. **114**(3): p. 403-6 e1.

131. Burhardt, L., et al., *Treatment comfort, time perception, and preference for conventional and digital impression techniques: A comparative study in young patients*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2016. **150**(2): p. 261-7.
132. Christensen, G.J., *Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions?* J Am Dent Assoc, 2008. **139**(6): p. 761-3.
133. Sakornwimon, N. and C. Leevailoj, *Clinical marginal fit of zirconia crowns and patients' preferences for impression techniques using intraoral digital scanner versus polyvinyl siloxane material*. J Prosthet Dent, 2017. **118**(3): p. 386-391.
134. Marti, A.M., et al., *Comparison of digital scanning and polyvinyl siloxane impression techniques by dental students: instructional efficiency and attitudes towards technology*. Eur J Dent Educ, 2017. **21**(3): p. 200-205.
135. Kim, J., et al., *Comparison of experience curves between two 3-dimensional intraoral scanners*. J Prosthet Dent, 2016. **116**(2): p. 221-30.
136. Lim, J.H., et al., *Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience*. J Prosthet Dent, 2018. **119**(2): p. 225-232.
137. Mandelli, F., et al., *Improvement of a Digital Impression with Conventional Materials: Overcoming Intraoral Scanner Limitations*. Int J Prosthodont, 2017. **30**(4): p. 373-376.
138. Zimmermann, M., et al., *Intraoral scanning systems - a current overview*. Int J Comput Dent, 2015. **18**(2): p. 101-29.

139. Martin, C.B., et al., *Orthodontic scanners: what's available?* J Orthod, 2015. **42**(2): p. 136-43.
140. Aragon, M.L., et al., *Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: a systematic review.* Eur J Orthod, 2016. **38**(4): p. 429-34.
141. Lawson, N.C. and J.O. Burgess, *Clinicians reaping benefits of new concepts in impressioning.* Compend Contin Educ Dent, 2015. **36**(2): p. 152-3.
142. Mangano, F., et al., *Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature.* BMC Oral Health, 2017. **17**(1): p. 149.
143. Stimmelmayer, M., et al., *Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit--an in vitro study.* Clin Oral Investig, 2012. **16**(3): p. 851-6.
144. Vandeweghe, S., et al., *Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study.* Clin Oral Implants Res, 2017. **28**(6): p. 648-653.
145. Gherlone, E.F., et al., *Digital impressions for fabrication of definitive "all-on-four" restorations.* Implant Dent, 2015. **24**(1): p. 125-9.
146. Gherlone, E., et al., *Conventional Versus Digital Impressions for "All-on-Four" Restorations.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2016. **31**(2): p. 324-30.
147. Bland, J.M. and D.G. Altman, *Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement.* Lancet, 1986. **1**(8476): p. 307-10.

148. Anvari, A., E.F. Halpern, and A.E. Samir, *Essentials of Statistical Methods for Assessing Reliability and Agreement in Quantitative Imaging*. Acad Radiol, 2018. **25**(3): p. 391-396.
149. Papaspyridakos, P., et al., *Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes*. Clin Oral Implants Res, 2016. **27**(4): p. 465-72.
150. Ender, A., T. Attin, and A. Mehl, *In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions*. J Prosthet Dent, 2016. **115**(3): p. 313-20.
151. Ender, A., et al., *In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions*. Clin Oral Investig, 2016. **20**(7): p. 1495-504.
152. Guth, J.F., et al., *Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(4): p. 1201-8.
153. Misch, C.E., *Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses*. Pract Periodontics Aesthet Dent, 1995. **7**(9): p. 15-8.
154. Bragger, U., et al., *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**(3): p. 326-34.
155. Abduo, J., et al., *Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2010. **25**(3): p. 506-15.

156. Sahin, S. and M.C. Cehreli, *The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status*. *Implant Dent*, 2001. **10**(2): p. 85-92.
157. Jemt, T. and A. Lie, *Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique*. *Clin Oral Implants Res*, 1995. **6**(3): p. 172-80.
158. Mormann, W., et al., *[Marginal adaptation of adhesive porcelain inlays in vitro]*. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* (1984), 1985. **95**(12): p. 1118-29.
159. de Franca, D.G., et al., *Precision Fit of Screw-Retained Implant-Supported Fixed Dental Prostheses Fabricated by CAD/CAM, Copy-Milling, and Conventional Methods*. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2017. **32**(3): p. 507-513.
160. Katsoulis, J., et al., *Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: an in vitro study*. *Clin Oral Implants Res*, 2014. **25**(2): p. 165-74.
161. Katsoulis, J., et al., *CAD/CAM fabrication accuracy of long- vs. short-span implant-supported FDPs*. *Clin Oral Implants Res*, 2015. **26**(3): p. 245-9.
162. Aggarwal, V., et al., *Effect of cyclic loading on marginal adaptation and bond strength in direct vs. indirect class II MO composite restorations*. *Oper Dent*, 2008. **33**(5): p. 587-92.

163. Karaokutan, I., et al., *Color Stability of CAD/CAM Fabricated Inlays after Accelerated Artificial Aging*. J Prosthodont, 2016. **25**(6): p. 472-7.
164. da Costa, J.B., et al., *Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with CEREC 3D*. Oper Dent, 2010. **35**(3): p. 324-9.
165. An, S., et al., *Evaluating the marginal fit of zirconia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner*. J Prosthet Dent, 2014. **112**(5): p. 1171-5.
166. Boeddinghaus, M., et al., *Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients*. Clin Oral Investig, 2015. **19**(8): p. 2027-34.
167. Shembesh, M., et al., *An In Vitro Comparison of the Marginal Adaptation Accuracy of CAD/CAM Restorations Using Different Impression Systems*. J Prosthodont, 2017. **26**(7): p. 581-586.
168. Ahrberg, D., et al., *Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial*. Clin Oral Investig, 2016. **20**(2): p. 291-300.
169. Su, T.S. and J. Sun, *Comparison of marginal and internal fit of 3-unit ceramic fixed dental prostheses made with either a conventional or digital impression*. J Prosthet Dent, 2016. **116**(3): p. 362-7.
170. Selz, C.F., et al., *Veneered anatomically designed zirconia FDPs resulting from digital intraoral scans: Preliminary*

- results of a prospective clinical study.* J Dent, 2015. **43**(12): p. 1428-35.
171. Ueda, K., et al., *Fit of 4-unit FDPs from CoCr and zirconia after conventional and digital impressions.* Clin Oral Investig, 2016. **20**(2): p. 283-9.
172. Amin, S., et al., *Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study.* Clin Oral Implants Res, 2017. **28**(11): p. 1360-1367.
173. Flugge, T.V., et al., *Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners.* Int J Prosthodont, 2016. **29**(3): p. 277-83.
174. Joda, T., J.G. Wittneben, and U. Bragger, *Digital implant impressions with the "Individualized Scanbody Technique" for emergence profile support.* Clin Oral Implants Res, 2014. **25**(3): p. 395-397.
175. Joda, T. and U. Bragger, *Complete digital workflow for the production of implant-supported single-unit monolithic crowns.* Clin Oral Implants Res, 2014. **25**(11): p. 1304-1306.
176. Joda, T., *Time-dependent supraimplant mucosa changes: short communication.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2015. **30**(3): p. 619-21.
177. Schnitman, P.A. and R.K. Han, *Completely Digital Two-Visit Immediately Loaded Implants: Proof of Concept.* J Oral Implantol, 2015. **41**(4): p. 429-36.
178. Lee, S.J., et al., *Accuracy of digital versus conventional implant impressions.* Clin Oral Implants Res, 2015. **26**(6): p. 715-9.

179. Mangano, F.G., et al., *Trueness and Precision of Four Intraoral Scanners in Oral Implantology: A Comparative in Vitro Study*. PLoS One, 2016. **11**(9): p. e0163107.
180. Kattadiyil, M.T., et al., *Intraoral scanning of hard and soft tissues for partial removable dental prosthesis fabrication*. J Prosthet Dent, 2014. **112**(3): p. 444-8.
181. Patzelt, S.B., et al., *Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws*. J Am Dent Assoc, 2013. **144**(8): p. 914-20.
182. Schwindling, F.S. and T. Stober, *A comparison of two digital techniques for the fabrication of complete removable dental prostheses: A pilot clinical study*. J Prosthet Dent, 2016. **116**(5): p. 756-763.
183. Zimmermann, M. and A. Mehl, *Virtual smile design systems: a current review*. Int J Comput Dent, 2015. **18**(4): p. 303-17.
184. Lee, J.H., *Accelerated techniques for a post and core and a crown restoration with intraoral digital scanners and CAD/CAM and rapid prototyping*. J Prosthet Dent, 2014. **112**(5): p. 1024-9.
185. Londono, J., et al., *Fabrication of a definitive obturator from a 3D cast with a chairside digital scanner for a patient with severe gag reflex: a clinical report*. J Prosthet Dent, 2015. **114**(5): p. 735-8.
186. Chalmers, E.V., et al., *Intraoral 3D Scanning or Dental Impressions for the Assessment of Dental Arch Relationships in Cleft Care: Which is Superior?* Cleft Palate Craniofac J, 2016. **53**(5): p. 568-77.

187. Lanis, A. and O. Alvarez Del Canto, *The combination of digital surface scanners and cone beam computed tomography technology for guided implant surgery using 3Shape implant studio software: a case history report*. Int J Prosthodont, 2015. **28**(2): p. 169-78.
188. Stapleton, B.M., et al., *Application of digital diagnostic impression, virtual planning, and computer-guided implant surgery for a CAD/CAM-fabricated, implant-supported fixed dental prosthesis: a clinical report*. J Prosthet Dent, 2014. **112**(3): p. 402-8.
189. Dolcini, G.A., M. Colombo, and C. Mangano, *From Guided Surgery to Final Prosthesis with a Fully Digital Procedure: A Prospective Clinical Study on 15 Partially Edentulous Patients*. Int J Dent, 2016. **2016**: p. 7358423.
190. Flugge, T.V., et al., *Three-dimensional plotting and printing of an implant drilling guide: simplifying guided implant surgery*. J Oral Maxillofac Surg, 2013. **71**(8): p. 1340-6.
191. Joda, T., U. Bragger, and G. Gallucci, *Systematic literature review of digital three-dimensional superimposition techniques to create virtual dental patients*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2015. **30**(2): p. 330-7.
192. Goracci, C., et al., *Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: a systematic review of the clinical evidence*. Eur J Orthod, 2016. **38**(4): p. 422-8.
193. Kugel, G., *Impression-taking: conventional methods remain steadfast as digital technology progresses*. Compend Contin Educ Dent, 2014. **35**(3): p. 202-3.

194. Lecocq, G., *Digital impression-taking: Fundamentals and benefits in orthodontics*. Int Orthod, 2016. **14**(2): p. 184-94.
195. Jacob, H.B., G.D. Wyatt, and P.H. Buschang, *Reliability and validity of intraoral and extraoral scanners*. Prog Orthod, 2015. **16**: p. 38.
196. Kravitz, N.D., et al., *Intraoral digital scanners*. J Clin Orthod, 2014. **48**(6): p. 337-47.
197. Baig, M.R., *Accuracy of impressions of multiple implants in the edentulous arch: a systematic review*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2014. **29**(4): p. 869-80.
198. Lorenzoni, M., et al., *Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit-2 system*. J Oral Rehabil, 2000. **27**(7): p. 629-38.
199. Gimenez, B., et al., *Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2014. **29**(4): p. 853-62.
200. Gimenez-Gonzalez, B., et al., *An In Vitro Study of Factors Influencing the Performance of Digital Intraoral Impressions Operating on Active Wavefront Sampling Technology with Multiple Implants in the Edentulous Maxilla*. J Prosthodont, 2017. **26**(8): p. 650-655.
201. Jemt, T. and L. Hjalmarsson, *In vitro measurements of precision of fit of implant-supported frameworks. A comparison between "virtual" and "physical" assessments of fit using two different techniques of measurements*. Clin Implant Dent Relat Res, 2012. **14 Suppl 1**: p. e175-82.

202. Humphries, R.M., P. Yaman, and T.J. Bloem, *The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1990. **5**(4): p. 331-6.
203. Carr, A.B., *Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1992. **7**(4): p. 468-75.
204. Conrad, H.J., et al., *Accuracy of two impression techniques with angulated implants*. J Prosthet Dent, 2007. **97**(6): p. 349-56.
205. Choi, J.H., et al., *Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2007. **22**(5): p. 761-8.
206. Queiroz, P.M., et al., *Evaluation of metal artefact reduction in cone-beam computed tomography images of different dental materials*. Clin Oral Investig, 2018. **22**(1): p. 419-423.
207. Rhee, Y.K., et al., *Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition*. J Adv Prosthodont, 2015. **7**(6): p. 460-7.
208. Pradies, G., et al., *Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology*. J Dent, 2015. **43**(2): p. 201-8.
209. Brawek, P.K., et al., *The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow--the comparison of two systems*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(9): p. 2119-25.

210. Ender, A. and A. Mehl, *Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems*. Int J Comput Dent, 2013. **16**(1): p. 11-21.
211. Stimmelmayer, M., et al., *Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model--a digital approach*. Clin Oral Investig, 2012. **16**(4): p. 1137-42.
212. Nichols, D.A., G. Gardner, and A.D. Carballeyra, *Reproducibility of bracket positioning in the indirect bonding technique*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2013. **144**(5): p. 770-6.
213. Cho, S.H., et al., *Comparison of accuracy and reproducibility of casts made by digital and conventional methods*. J Prosthet Dent, 2015. **113**(4): p. 310-5.
214. Lin, W.S., et al., *Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: an in vitro comparative study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2015. **30**(1): p. 102-9.
215. Mehl, A., et al., *Accuracy testing of a new intraoral 3D camera*. Int J Comput Dent, 2009. **12**(1): p. 11-28.
216. Patzelt, S.B., et al., *Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data*. J Am Dent Assoc, 2014. **145**(11): p. 1133-40.
217. Patzelt, S.B., et al., *Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners*. Clin Oral Investig, 2014. **18**(6): p. 1687-94.
218. Stimmelmayer, M., et al., *Clinical study evaluating the discrepancy of two different impression techniques of four*

- implants in an edentulous jaw*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(8): p. 1929-35.
219. de Franca, D.G., et al., *Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses*. J Prosthet Dent, 2015. **113**(1): p. 22-8.
220. Schneider, A., G.M. Kurtzman, and L.H. Silverstein, *Improving implant framework passive fit and accuracy through the use of verification stents and casts*. J Dent Technol, 2001. **18**(4): p. 23-5.
221. Heckmann, S.M., et al., *Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures*. Clin Oral Implants Res, 2004. **15**(4): p. 466-73.
222. Ng, J., D. Ruse, and C. Wyatt, *A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods*. J Prosthet Dent, 2014. **112**(3): p. 555-60.
223. Almeida e Silva, J.S., et al., *Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques*. Clin Oral Investig, 2014. **18**(2): p. 515-23.
224. Ender, A. and A. Mehl, *In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions*. Quintessence Int, 2015. **46**(1): p. 9-17.
225. Mangano, F., J.A. Shibli, and T. Fortin, *Digital Dentistry: New Materials and Techniques*. Int J Dent, 2016. **2016**: p. 5261247.

226. Lee, S.J. and S.B. Cho, *Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods*. J Adv Prosthodont, 2011. **3**(4): p. 177-85.
227. Su, T.S. and J. Sun, *Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: An in-vitro study*. J Prosthodont Res, 2015. **59**(4): p. 236-42.
228. Gimenez, B., et al., *Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth*. Clin Implant Dent Relat Res, 2015. **17 Suppl 1**: p. e54-64.
229. Gimenez, B., et al., *Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters*. Implant Dent, 2015. **24**(5): p. 498-504.
230. Lin, W.S., B.T. Harris, and D. Morton, *The use of a scannable impression coping and digital impression technique to fabricate a customized anatomic abutment and zirconia restoration in the esthetic zone*. J Prosthet Dent, 2013. **109**(3): p. 187-91.
231. Abdel-Azim, T., et al., *The influence of digital fabrication options on the accuracy of dental implant-based single units and complete-arch frameworks*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2014. **29**(6): p. 1281-8.
232. Fluegge, T., et al., *A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with Commercial Scan Bodies- An Experimental Approach*. J Prosthodont, 2017. **26**(1): p. 34-41.

233. Prudente, M.S., et al., *Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit*. *J Prosthet Dent*, 2018. **119**(3): p. 377-383.



EL CONGRESO DE
LA PERIODONCIA Y
LA SALUD BUCAL
25-27 MAYO 2017
PALACIO DE FERIAS Y
CONGRESOS DE MÁLAGA

SEPA PERIODONCIA

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PERIODONCIA Y OSTEINTEGRACIÓN

Dr. José Nart, Secretario de la Sociedad Española de
Periodoncia y Osteointegración

CERTIFICA QUE:

Paulo Ribeiro

ha presentado

Comunicación Oral de Investigación

PRECISIÓN DE TÉCNICAS DE IMPRESIONES DIGITALES EN MODELOS DE IMPLANTES

firmada por

Ribeiro, Paulo ; Ribeiro, Paulo ; Díaz-castro, Carmen ; Oliveira Leite, Raquel ; Padrós, Roberto ; Javier-gil, Francisco ;
Herrero-climent, Mariano ; Falcão, Carlos

en el congreso **SEPA Málaga 2017** celebrado en Málaga
del 25 al 27 de Mayo de 2017.

Y para que así conste a los efectos oportunos, firma el presente
Certificado en Málaga a 27 de Mayo de 2017.

Dr. José Nart
Secretario de SEPA



SOCIEDAD ESPAÑOLA
DE PERIODONCIA
Y OSTEINTEGRACIÓN



FUNDACIÓN
SEPA DE
PERIODONCIA
E IMPLANTES
DENTALES



DIPLOMA

CERTIFICA- SE QUE

PAULO A. RIBEIRO

FOI AUTOR APRESENTADOR DA COMUNICAÇÃO ORAL COM O TÍTULO *IMPRESSÕES CONVENCIONAIS VS IMPRESSÕES DIGITAIS EM IMPLANTOLOGIA – ESTUDO IN VITRO*, NO 26º CONGRESSO DA ORDEM DOS MÉDICOS DENTISTAS, QUE DECORREU NA ALTICE ARENA, LISBOA, PORTUGAL, DE 16 A 18 DE NOVEMBRO DE 2017.



Orlando Monteiro da Silva
 O BASTONÁRIO DA ORDEM DOS MÉDICOS DENTISTAS
 ORLANDO MONTEIRO DA SILVA

International Poster Journal of Dentistry and Oral Medicine
 QUINTESSENCE PUBLISHING All Journals Latest issues My Contents Customer Service Logout Contact

Int Poster J Dent Oral Med 19 (2017), OMD/PDA 15. Jan. 2018

Int Poster J Dent Oral Med 19 (2017), OMD/PDA (15.01.2018)
 Supplement, Poster 1166, Language: English

Accuracy of implant casts from conventional and digital impressions
 An in vitro study
 Ribeiro, Paulo / Díaz-Castro, Carmen / Herrero-Climent, Mariano / Oliveira Leite, Raquel / Falcão, Carlos

Introduction: Studies demonstrated that the accuracy of intra-oral scanners can be compared with conventional impressions for most indications. However, little is known about their applicability to take impressions of multiple implants.
Objective: compare the accuracy between digital and different conventional impression techniques in implants.
Material and Methods: Two master models were made: one with parallel implants (Model 1) and another with uneven implants (Model 2).
Model 1: 4 types of impressions (Group A: impressions with reposition copings; Group B: Open tray for dragging copings; Group C: Open tray with Splinted copings; Group D: Using 3M™ True Definition Scanner system).
Model 2: 3 types of impressions (Group E: impression with reposition abutments; Group F: Open tray for dragging copings, without splinting; Group G: Using 3M™ True Definition Scanner system).
 Master casts and conventional impression casts were digitized with a laboratory scanner.
 STL data sets from the seven groups were superimposed to assess the 3D (global) deviations.
Results:
Model 1: The value for the sum in group D was 1,068,292, which was significantly lower than those of group A, B and C, which were shown to be 2,114,342, 2,165,491 and 1,265,918 respectively.
Model 2: The group F was the most accurate with 1,257,835 and 1,660,975 and 1,489,328 for groups E and G respectively.
Conclusion: The methods tested here for the digital impression of full arch models are able to achieve the accuracy of conventional impressions in the in vitro model. However, further in vivo studies are needed to confirm the in vitro results.

Keywords: Digital models, intraoral scanner, implants, digital impression

Conference/Exhibition:
 26th Annual Meeting of the Portuguese Dental Association 2017 (OMD)
 16.-18. November 2017
 Altice Arena, Lisbon, Portugal

fulltext (pdf)
 Poster Image (jpg)
 Add Bookmark



CERTIFICATE OF PRESENTATION

The EAO Scientific Committee hereby certifies that

Paulo Ribeiro (Portugal)

presented the following abstract as poster:

Accuracy of implant casts generated with conventional and digital impressions – An in vitro study



during the EAO's 26th annual scientific meeting in Madrid, Spain, held from October 5th to 7th, 2017.

November 12th, 2018

EAO OFFICE
 33 rue de la République-Champs
 75001 PARIS FRANCE
 SAGE: 01 42 38 45 00 E
 RCS Paris 532 077 772 52 84 81 82 28 118

Article

Accuracy of Implant Casts Generated with Conventional and Digital Impressions—An In Vitro Study

Paulo Ribeiro ¹, Mariano Herrero-Climent ¹, Carmen Díaz-Castro ² , José Vicente Ríos-Santos ^{2,*} , Roberto Padrós ³, Javier Gil Mur ⁴ and Carlos Falcão ⁵

¹ Porto Dental Institute, 4150-518 Oporto, Portugal; ribeipaulo1@gmail.com (P.R.); mariano@herrerocliment.com (M.H.-C.)

² Department of Periodontics and Dental Implants, University of Seville, 41009 Seville, Spain; carmmaria@hotmail.com

³ Barcelona Dental Institute, 08034 Barcelona, Spain; robertopadros@hotmail.com

⁴ Technological Health Research Center, Biomaterials of the Faculties of Medicine and Dentistry, International University of Cataluña, 08034 Barcelona, Spain; javier.gil@uic.es

⁵ Porto Dental Institute, Faculty of Health Sciences, Fernando Pessoa University, 4150-518 Oporto, Portugal; cfalcao@ufp.edu.pt

* Correspondence: jvrrios@us.es; Tel.: +34-954481121

Received: 2 July 2018; Accepted: 25 July 2018; Published: 27 July 2018



Abstract: Purpose: The aim of this study was to compare the accuracy of digital dental impressions with the accuracy of impressions obtained via conventional techniques. Methods: Two different master models were created, one with parallel implants (model 1) and the other with non-parallel implants (model 2). These reference master models included 4 Klockner KL RP implants (Klockner Implant System SA, Barcelona, Spain), which were juxta-placed and equidistant in the intermentoneal region. In model 1 the implants were placed parallel to each other, whereas in model 2 the implants were placed such that there was a divergence angle of 15° between the more distal implants, and a convergence angle of 15° between the two central implants. A total of four types of impressions were obtained from model 1 (four groups, $n = 10$ each), including closed tray impressions with replacement abutments; open tray impression groups for dragging copings, without splinting; open tray impressions for ferrules; and impressions obtained using the 3M™ True Definition Scanner system. For model 2 three groups were created (three groups, $n = 10$ each), including closed tray impressions with replacement abutments; open tray impression for dragging copings, without splinting; and impressions obtained using the 3M™ True Definition Scanner system. The master models and the models obtained using conventional methods were digitalized in order to compare them via an extraoral high-resolution scanner (Imetric IScan D104i, Porretruy, Switzerland). The STL (Stereo Lithography (format for transferring 3 dimensional shape information)) digital values were loaded into reverse-engineering software and superimposed with their respective STL master models in order to evaluate deviations in three dimensions. We then analyzed the squares of the deviations in the three axes and evaluated the median and the sum of the deviation square. Statistical analysis was performed using the IBM Corp. Released 2016. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 24.0. Armonk, NY: IBM Corp. The normality of the distributions was analyzed according to a Kolmogorov-Smirnov test. The median comparison was performed using the differences between the medians, analyzed using non-parametric Kruskal-Wallis and Mann-Whitney tests with a significance level of $p < 0.05$. Results: For model 1, the deviations of the digital impressions were smaller than those associated with the conventional techniques. The sum value in group D was 1,068,292, which was significantly lower than those of groups A, B, and C, which were shown to be 2,114,342, 2,165,491, and 1,265,918, respectively. This improvement was not observed when using model 2, however, where the conventional techniques yielded similar results. Group F simultaneously presented the

lowest total square sum of the three deviations (1,257,835), indicating a significantly higher accuracy for this group in model 2, while the sum values were 1,660,975 and 1,489,328 for groups E and G, respectively. Conclusion: Digital impressions of full-arch models were able to achieve the accuracy of conventional impressions in an in vitro model. Nevertheless, further in vivo studies are needed to validate these in vitro results.

Keywords: digital dental impression; accuracy of implant casts

1. Introduction

Dental implants are an alternative treatment to conventional dentures for patients who have lost their teeth, and they can provide long-term stability and comfort [1,2]. They require an initial operation to facilitate the fixation of the dental implant into the bone, then in a second step a prosthesis is connected to the screw. It is generally accepted that a suitable surgical technique and a passive fit of the prosthesis are key to the long-term success of the treatment [3–8]. From a biomechanical perspective, a poor-fitting prosthesis connected to the dental implant can increase stresses and tensions in the bone surrounding the dental implant, leading to marginal bone loss, which may in turn lead to implant loosening and subsequent implant failure [4–10].

A key element that dictates the passive adjustment of the prosthesis is the precision of the working model, which in turn depends directly on the precision of the impression technique [11]. Some of the possible causes of a non-passive adjustment of the prosthesis are excessive inclination and the depth of the implants [11], as well as the potential inaccuracies of current impression materials and techniques. In general, these include dimensional changes of the impression materials, mainly the expansion of the working model material, contraction of the cast metal, dimensional changes in the wax and acrylic registers, and dimensional changes in the coating materials [11,12]. It is crucial to replicate the implant to be placed in the patient with the highest precision with regard to the working model and the impression, so as to ensure the capacity for passive adjustment of the connection [13].

Several impression techniques have been used for the construction of master models designed to enable the correct clinical adjustment of the structure. A recent systematic review on the influence of the accuracy of impressions on implants showed that splinted copings are superior to non-splinted copings in both partially and totally edentulous patients. The need to splint the coping posts has been advocated in some studies, while others have not reported relevant aspects in the splinting process [3,7,12,14]. It has also been suggested that open tray techniques are better than closed tray techniques in totally edentulous patients, although no significant differences were found in partially edentulous patients [15].

Digital dentistry is currently revolutionizing the way laboratory scientists and clinicians communicate, because digital impression scanners eliminate the procedures associated with tray selection, dispensing and placing the impression material in the mouth, disinfecting it, and sending the physical impression to the laboratory. Furthermore, digital impressions offer enhanced patient comfort and greater efficiency, because such impressions can be digitally controlled and electronically stored.

The conventional physical impression with trays and materials (alginates, silicones, polyethers) represents a moment of discomfort for the patient [16,17]; this is particularly the case with sensitive subjects, for example those with a strong gag reflex [16]. In addition, it can be difficult for the clinician, especially in the case of technically complex impressions (for example the fabrication of a long-span implant-supported reconstruction) [12,14]. The optical impression with Intraoral Scanners (IOS) solves all these problems: it is well-tolerated by the patient, since it does not require the use of conventional materials, and is technically easier for the clinician [16–22]. The use of an intra oral scanner allows an immediate determination of the impression quality; virtual three-dimensional (3D) models of patients are obtained, which can be saved on a computer without physically pouring a plaster model [19–23].

This saves time and space, and provides the ability to easily send the models to the laboratory using e-mail, reducing time and costs [16,17]. The clinician can save money each year on the purchase of impression materials, the fabrication of individual trays, and on the casting and shipping of plaster models, since it is possible to store virtual models of patients without having to allocate a space within the clinic [16–23]. Not least, the clinician can have a powerful marketing tool for more effective communication with the patient [16,17].

Due to the novelty of digital impression systems, research pertaining to their application in the field of dental implants is limited to a series of cases. To date, discrepancies between different implant impression techniques have been generally measured from a mechanical perspective [24]. As a result of the introduction of computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) technology in dentistry, the preliminary digitalized models can be compared and overlapped, facilitating the relative assessment of the digital recording modalities and their associated deviations [13,25]. The objective of the current study was to compare the accuracy of digital impressions and different conventional printing techniques in the context of dental implants.

2. Materials and Methods

Using the program NQuery Advisor 4.0 with a level of significance of 0.05 and four study groups, based on the article of Vandeweghe S et al. [26] and a power of 80%, we obtained a value of six participants per group ($n = 6$). Given that there was the possibility that the standard deviation of our work was a little wider, we decided to raise the number of participants to $n = 10$; As it is an *in vitro* study, there were no patients exposed to unnecessary risks, and it could be safely increased from 6 to 10, in order to improve the reliability and precision of the results. The same number per group was used in the study of Paspaspyridakos P. et al. [11].

2.1. Model Preparation

Initially, in order to prepare the reference models two master models were constructed: one with parallel implants (model 1) and another with angled implants (model 2). These reference master models were made of a polyurethane resin (POLIUROCK, Metalor Technologies SA, Neuchatel, Switzerland) and included 4 Klockner KL RP implants (Klockner Implant System SA, Barcelona, Spain) with a diameter of 4.1 mm and a total length of 10 mm, which were juxta-placed and equidistant in the intermentoneal region. In model 1 the implants were placed parallel to each other, whereas in model 2 the implants were placed such that there was a divergence angle of 15° between the more distal implants, and a convergence angle of 15° between the two central implants.

2.2. Impression Procedures

Impression procedures were performed in a room with a constant temperature range of 23–25 °C and a relative humidity of 70–80%. All impressions were performed by a single operator. To enable the better standardization of impressions, the master model remained stabilized and immobilized during the procedures (Articulated Bank, Adeo Services, Lezennes, France). A polyether adhesive (Impregum Adhesive, 3M ESPE, Seefeld, Germany) was applied to all trays and left to dry for 15 min (Figure 2). A total of 10 impressions were taken for each group, as summarized in Table 1.

Table 1. Descriptions of the different impression techniques and models used, with their corresponding nomenclatures.

| Impression System | Model 1 | Model 2 |
|---|---------|---------|
| Closed tray impressions with replacement abutments | A | E |
| Open tray impression groups for dragging copings, without splinting | B | F |
| Open tray impressions for ferrules | C | - |
| Using the 3M™ True Definition Scanner | D | G |

The four impression copings were splinted with Dental Floss and Pattern Resin™ LS (GC, Alsip, IL, USA) 24 h prior to the impression procedure. The resin between each implant was cut before the impression was taken and reattached with Pattern Resin™ LS, with a forge time of 15 min. This procedure was performed to compensate for the shrinkage of the material and to avoid tension between the printing copings. For groups D and G, the scanbodies were placed on the implants and registered in accordance with the manufacturer's instructions, and the model was powdered with a light dusting of titanium dioxide (3M™ True Definition Scanner, Seefeld, Germany) (Figure 1).

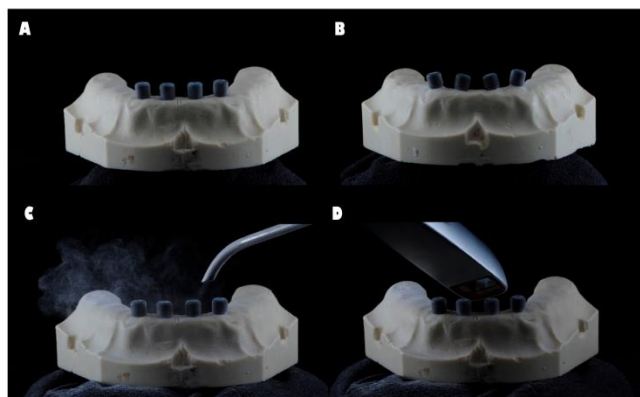


Figure 1. (A) Master model parallel scanbodies; (B) master model non-parallel scanbodies; (C) 3M™ True Definition Scanner system scanning process—powdering the model with a light dusting of titanium dioxide; (D) 3M™ True Definition Scanner system scanning process—reading.

For the conventional impression groups, previously prepared trays were tested and the impression material (Impregum Duosoft, 3M ESPE, Seefeld, Germany) was prepared. The impression material was then applied directly around each cap in the reference model, while filling the individual tray in accordance with the manufacturer's instructions. The tray was positioned on the model, which was kept stable by the built-in internal caps and left until complete polymerization of the material had occurred, which was designed to be approximately 6 min.

For groups A and E the impression was removed, after which the impression coping was unscrewed from each implant then screwed to an implant analog. The analog-coping assembly was fitted into the impression in the corresponding position. For groups B, C, and F, after unscrewing the impression coping from each implant and removing the tray from the reference model, an implant analog was screwed to the coping in order to stabilize the assembly between the analog and the coping.

All impressions were incubated at room temperature for 24 h. In order to obtain the study models, type IV plaster (Fuji-Rock, GC Europe N.V., Leuven, Germany) was prepared in accordance with the manufacturer's instructions. The mixture was prepared in a vacuum machine (Whip-mix, Whip Mix Corporation, Louisville, KY, USA) for 1 min, which was then casted over each impression taken. In order to guarantee the complete setting of the plaster and facilitate the separation of the impression from the mold, the samples were left for 1 h (Figures 2 and 3).



Figure 2. Impression protocol—obtaining study models.

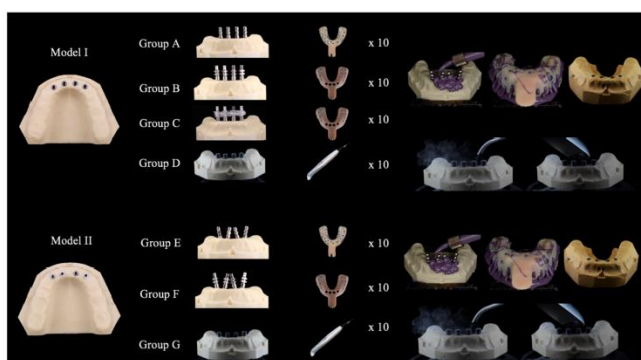


Figure 3. Impression protocol—obtaining study models.

2.3. Measurement

After the acquisition of the 10 digital impressions, the files were exported as SLT files for comparison. The master model and models obtained from conventional impressions were digitalized for comparison via a high-resolution extraoral scanner (Imetric IScan D104i, Porretruy, Switzerland). This scanner has very accurate tolerances of $<5 \mu\text{m}$, resulting in a near exact representation of the implant positions. For each model, the scanbodies were placed and scanned in accordance with the manufacturer's instructions. The same procedure was repeated for each of the models used in groups A, B, C, E, and F, and for the master models. A blinded operator performed the scans for all models. The different STL files were overlapped using Geomagic software (Geomagic Quality 12, 3D Systems, Rock Hill, SC, USA), allowing for the calculation of 3D deviations between the master model data and the different groups. The software selected 4000 aleatory coordinates in the model, 1000 in each implant (Figures 4 and 5).

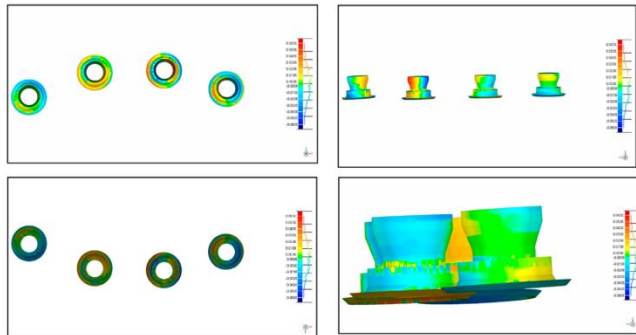


Figure 4. STL files overlapped using the Geomagic software (Geomagic Quality 12, 3D Systems, Rock Hill, SC, USA), facilitating the calculation of three-dimensional (3D) deviations between the master model data and the different groups.

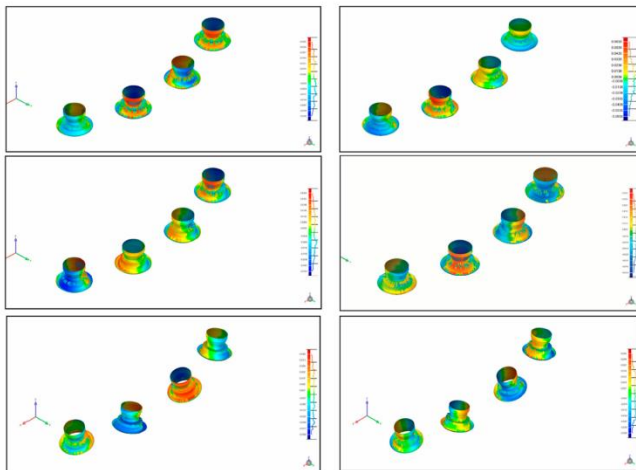


Figure 5. Cont.

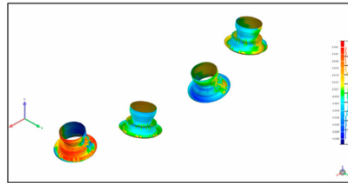


Figure 5. STL files of the different groups overlapped using the Geomagic software (Geomagic Quality 12, 3D Systems, Rock Hill, SC, USA), facilitating the calculation of 3D deviations between the master model data and the different groups.

2.4. Statistics

Statistical analyses were performed using IBM Corp. Released 2016. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 24.0. Armonk, NY: IBM Corp. The 4000 deviations in the X, Y, and Z axes data produced by the four techniques in the impressions in model 1 as well as by the three techniques in the impressions in model 2 were not normally distributed, as determined via the Kolmogorov-Smirnov test. Measurement of the accuracy of the various techniques and/or models could not be performed via the sum of deviations, because negative deviations cancel out positive ones, and the sum of all deviations (on a given axis) with a value of zero may not represent the best precision with regard to that axis. For this reason, we analyzed the squares of the deviations in the three axes and evaluated the median and the sum of the deviation square. It was considered that, from a mathematical perspective, the precision of an impression/ model is greater when the sum of the squares of deviations is the smallest in the three axes, or, in the absence of simultaneity, the smallest in the sum of the three axes.

The square values of the deviations for the X, Y, and Z axes were analyzed with reference to the median and respective 25th and 75th percentiles, as well as the minimum and maximum, and the total sum. Median comparisons between three and four groups were performed via the Kruskal-Wallis test, followed by multiple comparisons adjusted using the Bonferroni method. Comparisons of medians derived from the models (two groups) were performed via the Mann-Whitney test. In all tests, $p < 0.05$ was deemed to indicate statistical significance.

3. Results

Two different models were prepared in order to compare the accuracy of parallel implants (model 1) and non-parallel implants (model 2). For model 1, the median values for the square deviation are shown in Table 2. The impressions in groups B and C yielded the highest median values in the X and Y axes, 36 and 33 respectively, and these median values did not differ significantly. Group C yielded significantly lower values, and group D yielded the lowest value, which differed significantly from those of the other groups. The Z axis exhibited a different pattern, with groups A and B exhibiting the highest values, which differed significantly, followed by group D which also exhibited values that differed significantly from the values derived from groups A and B. Group C yielded the lowest values, which differed significantly from those of the other groups. Group D, which incorporated the use of the 3M™ True Definition Scanner system, yielded significantly lower median values for the three axes as well as a smaller value of the sum of the total of the square of three deviations, indicating significantly higher precision for this group in model 1. The value for the sum in group D was 1,068,292, which was significantly lower than those of groups A (2,114,342), B (2,165,491), and C (1,265,918).

Table 2. Model 1 (without angulation). Comparison of the values of the square of the X-deviation, Y-deviation, Z-deviation, and the total in the impressions of groups A (closed tray impressions with replacement abutments), B (open tray impressions for dragging copings, without splinting), C (open tray impressions for ferrules), and D (using the 3M™ True Definition Scanner).

| Axis | Group | Median (P25-P75) | p | Min-Max | Sum |
|-------|-------|------------------|---|----------|-----------|
| X | A | 20 (1-138) | b | 0-6579 | 758,315 |
| | B | 36 (2-235) | a | 0-5165 | 914,706 |
| | C | 33 (1-204) | a | 0-3737 | 693,878 |
| | D | 15 (1-121) | c | 0-1791 | 507,725 |
| Y | A | 22 (2-113) | c | 0-4456 | 520,289 |
| | B | 36 (2-197) | a | 0-5387 | 714,484 |
| | C | 26 (2-104) | b | 0-1280 | 332,341 |
| | D | 17 (1-97) | d | 0-1177 | 341,292 |
| Z | A | 26 (1-180) | a | 0-5797 | 835,738 |
| | B | 21 (1-113) | b | 0-8615 | 536,301 |
| | C | 11 (1-60) | d | 0-1982 | 239,699 |
| | D | 15 (1-75) | c | 0-808 | 219,275 |
| Total | A | 194 (51-623) | b | 0-9909 | 2,114,342 |
| | B | 242 (60-705) | a | 0-10,943 | 2,165,491 |
| | C | 163 (43-446) | c | 0-4226 | 1,265,918 |
| | D | 128 (32-383) | d | 0-2276 | 1,068,292 |

a, b, c, d: different lowercase letters indicate significant differences between the medians of the groups (a = highest median).

For model 2, evaluation of the precision of the impressions based on the median of the square of the deviation is shown in Table 3. Group F, with open tray impressions, yielded medians of the square of the deviation of X = 17, Y = 15, and Z = 15, deviations that were significantly lower than those of the other groups (followed by groups E then G), and the median of the total of the squares of the three deviations was also significantly lower. Group F yielded the lowest sum of the total of the square of the three deviations, indicating significantly higher precision for this group in model 2; 1,257,835. Notably, in model 2 the values did not differ as much as they did in model 1, wherein the respective values were 1,660,975 and 1,489,328 in groups E and G.

Table 3. Model 2 (with angulation). Comparison of the values of the square of the X-deviation, Y-deviation, Z-deviation, and the total in the impressions of groups E (closed tray impressions with replacement abutments), F (open tray impressions for drag copings without splinting), and G (using the 3M™ True Definition Scanner).

| Axis | Group | Median (P25-P75) | p | Min-Max | Sum |
|-------|-------|------------------|---|---------|-----------|
| X | E | 26 (4-128) | b | 0-4376 | 547,692 |
| | F | 17 (2-107) | c | 0-4730 | 601,235 |
| | G | 32 (5-170) | a | 0-3277 | 781,324 |
| Y | E | 21 (1-121) | b | 0-3634 | 444,326 |
| | F | 15 (1-86) | c | 0-3794 | 384,520 |
| | G | 22 (2-90) | a | 0-1441 | 298,488 |
| Z | E | 24 (3-136) | b | 0-5755 | 668,958 |
| | F | 15 (2-73) | c | 0-1969 | 272,080 |
| | G | 32 (3-132) | a | 0-1402 | 409,517 |
| Total | E | 191 (51-521) | a | 0-7016 | 1,660,975 |
| | F | 129 (32-325) | c | 0-5920 | 1,257,835 |
| | G | 177 (53-440) | b | 0-3654 | 1,489,328 |

a, b, c: different lowercase letters indicate significant differences between the medians of the groups (a = highest median).

We then analyzed the differences between the two models with regard to defined types of impression techniques. Comparing groups A and E (Table 4; closed tray impressions with

repositioning copings), group E yielded a smaller overall median value of the square of the deviations, suggesting higher accuracy. In a similar comparison of groups B and F (Table 5), corresponding to open tray impressions for open tray impression copings, group F also yielded a smaller overall median value of the square of the deviations, suggesting higher accuracy. Lastly, groups D and G were compared (Table 6) via the 3M™ True Definition Scanner system, and group D—incorporating a parallel conformation—yielded a smaller overall median value of the square of the deviations, suggesting higher accuracy.

Table 4. Comparison of the values of the square of the X-deviation, Y-deviation, Z-deviation, and the total in the impressions of the groups of closed tray impression with replacement abutments, without and with angulation (groups A and E, respectively).

| Axis | | Median (P25–P75) | | <i>p</i> | Sum |
|-------|-----------|------------------|---|----------|-----------|
| X | model 1-A | 20 (1–138) | b | <0.001 | 758,315 |
| | model 2-E | 26 (4–128) | a | | 547,692 |
| Y | model 1-A | 22 (2–113) | a | <0.001 | 520,289 |
| | model 2-E | 21 (1–121) | b | | 444,326 |
| Z | model 1-A | 26 (1–180) | a | <0.001 | 835,738 |
| | model 2-E | 24 (3–136) | b | | 668,958 |
| Total | model 1-A | 194 (51–623) | a | <0.001 | 2,114,342 |
| | model 2-E | 191 (51–521) | b | | 1,660,975 |

a, b: different lowercase letters indicate significant differences between the medians of the groups (a = highest median).

Table 5. Comparison of the values of the square of the X-deviation, Y-deviation, Z-deviation, and the total in the impressions of the open tray impression groups for dragging copings, without splitting, and with and without angulation (groups B and E, respectively).

| Axis | | Median (P25–P75) | | <i>p</i> | Sum |
|-------|-----------|------------------|---|----------|-----------|
| X | model 1-B | 36 (2–235) | a | <0.001 | 914,706 |
| | model 2-F | 17 (2–107) | b | | 601,235 |
| Y | model 1-B | 36 (2–197) | a | <0.001 | 714,484 |
| | model 2-F | 15 (1–86) | b | | 384,520 |
| Z | model 1-B | 21 (1–113) | a | <0.001 | 536,301 |
| | model 2-F | 15 (2–73) | b | | 272,080 |
| Total | model 1-B | 242 (60–705) | a | <0.001 | 2,165,491 |
| | model 2-F | 129 (32–325) | b | | 1,257,835 |

a, b: different lowercase letters indicate significant differences between the medians of the groups (a = highest median).

Table 6. Comparison of the values of the square of the X-deviation, Y-deviation, Z-deviation, and the total in the impressions of the groups using the 3M™ True Definition Scanner, without and with angulation (groups D and G, respectively).

| Axis | | Median (P25–P75) | | <i>p</i> | Sum |
|-------|-----------|------------------|---|----------|-----------|
| X | model 1-D | 15 (1–121) | b | <0.001 | 507,725 |
| | model 2-G | 32 (5–170) | a | | 781,324 |
| Y | model 1-D | 17 (1–97) | b | <0.001 | 341,292 |
| | model 2-G | 22 (2–90) | a | | 298,488 |
| Z | model 1-D | 15 (1–75) | b | <0.001 | 219,275 |
| | model 2-G | 32 (3–132) | a | | 409,517 |
| Total | model 1-D | 128 (32–383) | b | <0.001 | 1,068,292 |
| | model 2-G | 177 (53–440) | a | | 1,489,328 |

a, b: different lowercase letters indicate significant differences between the medians of the groups (a = highest median).

4. Discussion

The *in vitro* data generated in the current study suggest that it is technically possible to fulfill this requirement via existing technology. Notably, however, numerous factors pertaining to the oral cavity can influence the accuracy of optical impressions, including lack of space, patient movement, and saliva flow [27]. Therefore, *in vivo* studies investigating full-arch impressions acquired via digital intraoral impression techniques are necessary.

Some errors may be introduced during any of the several clinical procedures required, such as improper connection of the relevant components, excessive dimensional changes of the impression materials, minor movements caused by unscrewing of the impression copings, and subsequent screwing of the implant analogs. The clinical significance of the associated distortion magnitude remains controversial [28].

Drawing comparisons between the results of the present study and those of previous studies is problematic, because different digitization and evaluation methods were used. Brosky et al. [29] used a method in which the differences between two models were graphically displayed and the area under this deviation curve was calculated. They reported deviations were between 27 and 297 μm among models of conventional impressions with polyvinyl siloxane and the reference model. However, the study lacked an evaluation of the measuring precision of the scanner used.

In general, it has been established that a well-fitting prosthesis is important to avoid complications and assure the longevity of the construction. However, this is not easy to achieve. The application of CAD/CAM in dentistry has improved the accuracy of frameworks compared to conventionally cast frames [30]. Despite this improvement, implant-supported frameworks have still exhibited microgaps as large as 38 μm , depending on the span of the construction [31]. The remaining misfit is largely caused by errors that occur during the impression process and the production of the stone cast [32,33]. In an effort to eliminate these errors, the concept of digital impressions has been introduced.

When evaluating the fit of a tooth-supported crown, digital impressions resulted in a better fit than conventional impressions and stone casts for single crowns [34,35], as well as for fixed partial dentures [35]. Although the use of digital impressions can clearly improve the framework fit of tooth-supported restorations, its final accuracy still varies, depending on the shape of the preparations and the span of the framework. Little research has been conducted on the use of intraoral scanners for the full arch. Using a full-arch model containing 14 tooth preparations, Patzelt et al. [36] tested the precision of four intraoral scanners. The trueness values were between 38.0 and 332.9 μm , while the precision ranged from 37.9 to 99.1 μm . The authors concluded that only one intraoral scanner (Lava C.O.S.) could be recommended for use in edentulous jaws [36].

Ender and Mehl [37] evaluated several conventional impression materials and intraoral scanners. The digital impressions of a full arch yielded values between 29 and 45 μm , and accuracy ranged from 19 to 63 μm , which was not significantly better than the conventional impressions. The authors stated that the intraoral scanners demonstrated more local deviations and that their accuracy depended largely on the scanning technique. Su and Sun [37] evaluated the precision of the Trios scanner (TRIOS, 3shape, København, Denmark) and compared it with a laboratory scanner. Not only was the precision of the intraoral scanner significantly lower, but also the deviation increased with the number of teeth scanned.

Mangano FG et al. [21] compared the trueness and precision of four intraoral scanners (Trios[®] (3-Shape, Copenhagen, Denmark); CS 3600[®] (Carestream, Rochester, NY, USA); Zfx Intrascan[®] (Zfx Birmingham, UK); Planscan[®] (Planmeca Romexis, Helsinki, Finland)). In this *in vitro* study they compared the trueness and precision of four intraoral scanners in oral implantology, using two models (a partially edentulous patient with three implants, and a totally edentulous patient with six implants). Although no differences in trueness and precision were found between the partially and totally edentulous models, the investigated digital impression systems differed significantly [21].

These results are not concordant with the findings of Imburgia et al. [20] In their *in vitro* study, they compared the accuracy of four of the latest generation intraoral scanners (CS3600[®] (Carestream,

Rochester, NY, USA), Trios3[®] (3-Shape, Copenhagen, Denmark), Omnicam[®] (Sirona, Bensheim, Germany), TrueDefinition[®] (3M Espe, St. Paul, MN, USA)) in two different situations (in a partially edentulous model with three implants and in a fully edentulous model with six implants, respectively). Excellent results in terms of accuracy were achieved with all intraoral scanners, scanning the two different models. However, the scanning accuracy was higher in the partially edentulous model than in the fully edentulous model. This indicates that, despite the considerable progress made by the latest generation scanners, scanning a fully edentulous patient remains more difficult than scanning an area of more limited extent, and consequently the design and milling of full-arch restorations on the basis of these scanning data may still present problems [22].

Although the statistical method applied in the current study differed from those of most previous studies utilizing similar experimental methodology, the statistical tendencies of the results pertaining to digital impression groups vs. conventional printing groups (see Tables 2 and 3) were concordant with those of numerous previous studies [13,36–38].

Angulation did not seem to be a determining factor in the precision of the models investigated, because the impressions derived from model 2 yielded slightly better results than those derived from model 1 (see Tables 2 and 3). This is concordant with the findings of Gimenez et al. [38], who reported that with angulations of up to 30°, implant angulation did not affect accuracy statistically significantly when a blue light LAVA C.O.S. scanner (active wavefront sampling technology) (TRIOS, 3shape, København, Denmark) was used. Additionally, in a similar study by the same group utilizing an identical angulated implant design, it was reported that an implant angulation of up to 30° did not statistically significantly affect the accuracy of digital impressions when a red light iHero scanner (Align Technology Inc., San Jose, CA, USA) with parallel confocal imaging was used [39]. The common denominator in both studies was that operator experience may play a role in the accuracy of digital impressions and that a learning curve exists until the clinician becomes sufficiently proficient with regard to the operation of digital impression scanners [39,40].

Acquiring digital implant impressions may currently be even more challenging than acquiring impressions via a laboratory scanner. Scanning of a single implant can be achieved with high predictability, as has been shown in several previous studies and case reports [41–44]. When using a monolithic restoration, a complete digital workflow is possible because the abutment and crown are virtually designed and manufactured in their final shape [44]. However, when scanning multiple implants in an edentulous jaw, some difficulties may arise. As multiple, identical scanbodies are used, it may be difficult for the intraoral scanner to distinguish one from another and thus identify the correct location in the jaw. Intraoral scanners that work with a photosystem may paste images of different scanbodies on top of each other [45].

Papaspyridakos et al. [15] compared a digital impression system (Trios) with several conventional (polyether splinted and non-splinted) impression techniques for the registration of five implants in edentulous mandibles. They reported that there were no significant differences between the digital and conventional impression methods, and concluded that digital impressions could be used for implant impressions in edentulous jaws. This could be explained by differences in the number of implants, a different implant connection, or a different design and fit of the scanbody. Conventional extra-oral scanbodies were used in that previous study, which were significantly longer than those used in the current study. As reported by Fluegge et al. [45], precision decreases when shorter and smaller (intraoral) scanbodies are used. Stimmelmayer et al. [46] reported a significant difference in scanbody fit between the actual original implants and laboratory analogs, in favor of the latter.

While the results of the current *in vitro* study are very promising, they did entail some limitations regarding oral cavity scanning. Scanning in the mouth may involve double the error compared to scanning a model, due to the different environment [47]. Another difference between *in vivo* and *in vitro* scanning is the stability of the scanning surface. The shape of the mucosa may change depending on jaw movements, which complicates the scanning procedure because it depends on the presence of fixed reference points [45]. Similarly, a larger inter-implant distance combined with a

flat mucosal surface may result in a lack of reference points to enable correct stitching [40]. In the current study, the implants were positioned relatively close to each other. It can be assumed that if the inter-implant distance is increased, the scanning process would become more difficult, which may reduce accuracy.

There are different intraoral scanning systems. While some use powder others do not, and according to the existing literature [13,36], the need for powder and opacification is typical of the first-generation intra oral scanners; the more recently introduced devices can detect optical impressions without using powder [21,48,49]. Technically, a scanner that allows the clinician to work without opacification should be preferred, as powder may represent an inconvenience for the patient [21,48,49]. In addition, applying a uniform layer of powder is complex [21,48,49]. An inappropriate opacification technique may result in layers of different thicknesses at various points of the teeth, with the risk of errors that reduce the overall quality of the scan [21,48,49].

Digital implant dentistry is increasing in popularity and exhibits good potential; however, further studies are needed to assess and compare the clinical accuracy of digital vs. conventional implant impression techniques in both partially and completely edentulous patients. Additionally, the complete digital workflow from planning to definitive rehabilitation should be assessed and compared with conventional methods in terms of time efficiency, learning curves, accuracy, and economic aspects. In clinical practice, the combined utilization of both the digital and the conventional approach may yield additional advantages specific to each individual case.

5. Conclusions

Under the limitations of the present in vitro study, the following conclusions may be drawn:

For a model with four parallel implants, the deviations of the digital impressions were smaller than those associated with the conventional techniques. This improvement was not observed when using a model with four angled implants, however, where the conventional techniques yielded similar results. Therefore, digital impressions of full-arch models were able to achieve the accuracy of conventional impressions in an in vitro model.

However, further in vivo studies are needed to confirm the in vitro results.

Author Contributions: P.R.: data collection, data analysis/interpretation, drafting of article, approval of article; M.H.-C.: data analysis/interpretation, critical revision of article, approval of article; C.D.-C.: data analysis/interpretation, drafting of article, approval of article; J.V.R.-S.: concept/design, statistics, critical revision of article, approval of article; R.P.: drafting of article, approval of article; J.G.M.: data analysis/interpretation, critical revision of article, approval of article; C.F.: concept/design, critical revision of article, approval of article.

Funding: Fundación Investigación Universidad de Sevilla. Pabellón de Brasil—Paseo de las Delicias, s/n | 41013 Sevilla (SPAIN).

Conflicts of Interest: The authors declare that there are no conflicts of interest regarding the publication of this paper.

References

1. Adell, R.; Lekholm, U.; Rockler, B.; Branemark, P.I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.* **1981**, *10*, 387–416. [[CrossRef](#)]
2. Zarb, G.A.; Schmitt, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants in anterior partially edentulous patients. *Int. J. Prosthodont.* **1993**, *6*, 180–188. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
3. Goll, G.E. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I—Clinical procedures. *J. Prosthet. Dent.* **1991**, *66*, 377–384. [[CrossRef](#)]
4. Rangert, B.; Jemt, T.; Jornerus, L. Forces and moments on Branemark implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **1989**, *4*, 241–247.
5. Zarb, G.A.; Schmitt, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto Study. Part II: The prosthetic results. *J. Prosthet. Dent.* **1990**, *64*, 53–61. [[CrossRef](#)]

6. Jemt, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **1991**, *6*, 270–276.
7. Jemt, T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **1996**, *11*, 151–158.
8. Kallus, T.; Bessing, C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **1994**, *9*, 169–178.
9. Johansson, G.; Palmqvist, S. Complications, supplementary treatment, and maintenance in edentulous arches with implant-supported fixed prostheses. *Int. J. Prosthodont.* **1990**, *3*, 89–92. [[PubMed](#)]
10. Tan, K.B.; Rubenstein, J.E.; Nicholls, J.L.; Yuodelis, R.A. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int. J. Prosthodont.* **1993**, *6*, 346–363. [[PubMed](#)]
11. Papaspyridakos, P.; Chen, C.J.; Gallucci, G.O.; Doukoudakis, A.; Weber, H.P.; Chronopoulos, V. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: A systematic review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2014**, *29*, 836–845. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
12. Stumpel, L.J., 3rd; Quon, S.J. Adhesive abutment cylinder luting. *J. Prosthet. Dent.* **1993**, *69*, 398–400. [[CrossRef](#)]
13. Lee, S.J.; Cho, S.B. Accuracy of five implant impression technique: Effect of splinting materials and methods. *J. Adv. Prosthodont.* **2011**, *3*, 177–185. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
14. Mangano, A.; Beretta, M.; Luongo, G.; Mangano, C.; Mangano, F. Conventional Vs Digital Impressions: Acceptability, Treatment Comfort and Stress among Young Orthodontic Patients. *Open Dent. J.* **2018**, *12*, 118–124. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
15. Papaspyridakos, P.; Benic, G.L.; Hogsett, V.L.; White, G.S.; Lal, K.; Gallucci, G.O. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: An optical scanning study. *Clin. Oral Implants Res.* **2012**, *23*, 676–681. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
16. Gallardo, Y.R.; Bohner, L.; Tortamano, P.; Pigozzo, M.N.; Laganá, D.C.; Sesma, N. Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: A systematic review. *J. Prosthet. Dent.* **2018**, *119*, 214–219. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
17. Joda, T.; Lenherr, P.; Dedem, P.; Kovaltschuk, I.; Bragger, U.; Zitzmann, N.U. Time efficiency, difficulty, and operator's preference comparing digital and conventional implant impressions: A randomized controlled trial. *Clin. Oral Implants Res.* **2016**. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
18. Park, H.R.; Park, J.M.; Chun, Y.S.; Lee, K.N.; Kim, M. Changes in views on digital intraoral scanners among dental hygienists after training in digital impression taking. *BMC Oral Health* **2015**, *15*, 151. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
19. Joda, T.; Bragger, U. Time-efficiency analysis comparing digital and conventional workflows for implant crowns: A prospective clinical crossover trial. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2015**, *30*, 1047–1053. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
20. Imburgia, M.; Logozzo, S.; Hauschild, U.; Veronesi, G.; Mangano, C.; Mangano, E.G. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study. *BMC Oral Health* **2017**, *17*, 92. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
21. Mangano, E.; Shibli, J.A.; Fortin, T. Digital Dentistry: New Materials and Techniques. *Int. J. Dent.* **2016**, *2016*, 5261247. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
22. Mangano, E.; Gandolfi, A.; Luongo, G.; Logozzo, S. Intraoral scanners in dentistry: A review of the current literature. *BMC Oral Health* **2017**, *17*, 149. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
23. Lee, H.; So, J.S.; Hochstedler, J.L.; Ercoli, C. The accuracy of implant impressions: A systematic review. *J. Prosthet. Dent.* **2008**, *100*, 285–291. [[CrossRef](#)]
24. Stimmelmayer, M.; Güth, J.F.; Erdelt, K.; Happe, A.; Schlee, M.; Beuer, F. Clinical study evaluating the discrepancy of two different impression techniques of four implants in an edentulous jaw. *Clin. Oral Investig.* **2013**, *17*, 1929–1935. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
25. Rudolph, H.; Luthardt, R.G.; Walter, M.H. Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. *Comput. Biol. Med.* **2007**, *37*, 579–587. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

26. Vandeweghe, S.; Vervack, V.; Dierens, M.; De Bruyn, H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: An in vitro study. *Clin. Oral Implants Res.* **2017**, *28*, 648–653. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
27. Brosky, M.E.; Major, R.J.; DeLong, R.; Hodges, J.S. Evaluation of dental arch reproduction using three-dimensional optical digitization. *J. Prosthet. Dent.* **2003**, *90*, 434–440. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
28. Zimmermann, M.; Mehl, A.; Mörmann, W.H.; Reich, S. Intraoral scanning systems—A current overview. *Int. J. Comput. Dent.* **2015**, *18*, 101–129. [[PubMed](#)]
29. De Franca, D.G.; Morais, M.H.; das Neves, E.D.; Barbosa, G.A. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. *J. Prosthet. Dent.* **2015**, *113*, 22–28. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
30. Katsoulis, J.; Müller, P.; Mericske-Stern, R.; Blatz, M.B. CAD/CAM fabrication accuracy of long- vs. short-span implant-supported FDPs. *Clin. Oral Implants Res.* **2015**, *26*, 245–249. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
31. Schneider, A.; Kurtzman, G.M.; Silverstein, L.H. Improving implant framework passive fit and accuracy through the use of verification stents and casts. *J. Dent. Technol.* **2001**, *18*, 23–25. [[PubMed](#)]
32. Heckmann, S.M.; Karl, M.; Wichmann, M.G.; Winter, W.; Graef, F.; Taylor, T.D. Cement fixation and screw retention: Parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin. Oral Implants Res.* **2004**, *15*, 466–473. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
33. Syrek, A.; Reich, G.; Ranftl, D.; Klein, C.; Cerny, B.; Brodesser, J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J. Dent.* **2010**, *38*, 553–559. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
34. Ng, J.; Ruse, D.; Wyatt, C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J. Prosthet. Dent.* **2014**, *112*, 555–560. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Almeida e Silva, J.S.; Erdelt, K.; Edelhoff, D.; Araujo, E.; Stimmelmayer, M.; Vieira, L.C.; Guth, J.F. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin. Oral Investig.* **2014**, *18*, 515–523. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
36. Patzelt, S.B.; Emmanouilidi, A.; Stampf, S.; Strub, J.R.; Att, W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin. Oral Investig.* **2014**, *18*, 1687–1694. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
37. Ender, A.; Mehl, A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int.* **2015**, *46*, 9–17. [[PubMed](#)]
38. Su, T.S.; Sun, J. Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: An in-vitro study. *J. Prosthodont. Res.* **2015**, *59*, 236–242. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
39. Gimenez, B.; Ozcan, M.; Martinez-Rus, F.; Pradies, G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* **2015**, *17* (Suppl. 1), e54–e64. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
40. Gimenez, B.; Ozcan, M.; Martinez-Rus, F.; Pradies, G. Accuracy of a digital impression system based on active triangulation technology with blue light for implants: Effect of clinically relevant parameters. *Implant Dent.* **2015**, *24*, 498–504. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
41. Lee, S.J.; Gallucci, G.O. Digital vs. conventional implant impressions: Efficiency outcomes. *Clin. Oral Implants Res.* **2013**, *24*, 111–115. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
42. Lin, W.S.; Harris, B.T.; Morton, D. The use of a scannable impression coping and digital impression technique to fabricate a customized anatomic abutment and zirconia restoration in the esthetic zone. *J. Prosthet. Dent.* **2013**, *109*, 187–191. [[CrossRef](#)]
43. Abdel-Aziz, T.; Zandinejad, A.; Elathamna, E.; Lin, W.; Morton, D. The influence of digital fabrication options on the accuracy of dental implant-based single units and complete-arch frameworks. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2014**, *29*, 1281–1288. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
44. Joda, T.; Wittneben, J.G.; Bragger, U. Digital implant impressions with the “Individualized Scanbody Technique” for emergence profile support. *Clin. Oral Implants Res.* **2014**, *25*, 395–397. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
45. Fluegge, T.; Att, W.; Metzger, M.; Nelson, K. A novel method to evaluate precision of optical implant impressions with commercial scan bodies—An experimental approach. *J. Prosthodont.* **2017**, *26*, 34–41. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
46. Stimmelmayer, M.; Guth, J.F.; Erdelt, K.; Edelhoff, D.; Beuer, F. Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit—An in vitro study. *Clin. Oral Investig.* **2012**, *16*, 851–856. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

47. Flugge, T.V.; Schlager, S.; Nelson, K.; Nahles, S.; Metzger, M.C. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* **2013**, *144*, 471–478. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
48. Zaruba, M.; Mehl, A. Chairside systems: A current review. *Int. J. Comput. Dent.* **2017**, *20*, 123–149. [[PubMed](#)]
49. Prudente, M.S.; Davi, L.R.; Nabbout, K.O.; Prado, C.J.; Pereira, L.M.; Zancopé, K.; Neves, F.D. Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit. *J. Prosthet. Dent.* **2017**. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]



© 2018 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/>).

