

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Prótesis Bucofacial



**Estudio experimental comparativo de
elastómeros de impresión “digitalizables”
vs. “no digitalizables”**

Irene Carmen García Martínez

Director: Prof. Dr. Guillermo Pradíes

**TRABAJO FIN DE MÁSTER
EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS**

Madrid, 2014

D. Guillermo Jesús Pradíes Ramiro, Profesor Titular del Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial) de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid,

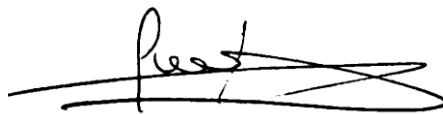
Algunas de las variables de manipulación de los materiales de impresión son especialmente importantes a la hora de obtener un buen resultado final. Es posible encontrar distintas formas de presentación de cada material de

CERTIFICA:

Que el trabajo de investigación *“Estudio experimental comparativo de elastómeros de impresión “digitalizables”vs. “no digitalizables”*, del que es autora Dña. Irene Carmen García Martínez, ha sido realizado bajo su dirección y supervisión, considerando que reúne las características para ser defendido ante un Tribunal para la obtención del Máster de Ciencias Odontológicas.

Y para que conste donde proceda, firmo el presente certificado.

Madrid, a 9 de Junio de 2014.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Pradíes', with a long horizontal flourish underneath.

Fdo. Guillermo Pradíes Ramiro

Agradecimientos

Me gustaría expresar mi más sincero agradecimiento al Dr. Guillermo Pradíes, director de este trabajo y referente personal de superación profesional, docente y humana.

Gracias al Dr. Alberto Ferreiro Navarro por su infinita paciencia y disposición, por enseñarme que aunque las cosas no salgan como uno espera, nunca hay que dejar de intentarlas.

Agradecer al Dr. Santiago Berrendero, Dra. Arherlys Valverde, D. Eneko Solaberrieta y D. Markel Saenz de Ugarte, la entrega y colaboración técnica en el presente trabajo.

Gracias a la Dra. Beatriz Giménez y la Dra. María Paz Salido por su palabras de ánimo y, por compartir sus conocimientos conmigo

A mis padres y hermana.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	5
JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	35
MATERIAL Y MÉTODO	41
RESULTADOS	55
DISCUSIÓN	68
CONCLUSIONES	75
BIBLIOGRAFÍA	77

INTRODUCCIÓN

Un modelo dental es una copia de la morfología de las estructuras orales de un paciente, que permite realizar el diseño y confección de restauraciones protésicas. Factores como la exactitud o la reproducción de detalle de los modelos de estudio, serán decisivos para la confección de una prótesis con un buen ajuste. Una impresión inexacta de las estructuras intraorales repercutirá de manera decisiva en el resultado final de la prótesis obtenida.(1)

A pesar de que los materiales y técnicas de impresión tienen relevancia en todas las materias odontológicas y prótesis maxilofacial, debemos ser conscientes de que la calidad que requieren las impresiones debe estar en consonancia con la utilidad que les va a dar a los modelos resultantes, ya que no es la misma en aquellos destinados al estudio diagnóstico y planificación de tratamientos, que la que exigen aquellos sobre los que se va a realizar un trabajo de gran precisión.

La continua evolución técnica y científica hace, y continúa haciendo posible el desarrollo y optimización de nuevas tecnologías en el ámbito Odontológico. En este sentido los sistemas CAD/CAM (combinación de procesos de diseño y fabricación asistidos por ordenador) han supuesto una auténtica revolución sobre todo en el campo de la Prostodoncia. El empleo de técnicas asistidas por ordenador reportan una serie de cambios en cuanto a las herramientas y manejo a considerar tanto por parte del clínico, como por el laboratorio. A su vez, hacen posible que cada vez sea más amplio el abanico de posibilidades de flujo digital total.(2)

El concepto de impresiones digitales, tanto de tipo directo o intraorales, como las de tipo indirecto o extraorales; está emergiendo con rapidez en el horizonte de las nuevas tecnologías.

Ante las constantes e innovadoras propuestas de flujo digital; la elección del método de impresión a emplear en la práctica diaria puede resultar una cuestión controvertida por parte del clínico.

1.1.- MATERIALES DE IMPRESIÓN CONVENCIONALES

Los materiales de impresión se utilizan para obtener duplicados exactos de los tejidos bucales. Los materiales de impresión se colocan en la boca en estado plástico con ayuda de una cubeta y, cuando el material ha fraguado, se extrae de la boca.

La impresión es la reproducción negativa de estos tejidos, por tanto su precisión, reproducción de detalle y calidad superficial son muy importantes. Una vez obtenida la impresión se procede al vaciado o positivado de la misma con materiales apropiados, como el yeso de uso odontológico. El negativo o impresión ya positivada recibe el nombre genérico de modelo.

Sobre este modelo de la boca es posible realizar las tareas necesarias para nuestros propósitos con la gran ventaja de poder trabajar fuera de la cavidad oral, por lo que no es necesaria la presencia del paciente. Sobre todo, permiten que las alteraciones inferidas sobre el modelo sean siempre reversibles. Los modelos facilitan el diagnóstico (modelos de estudio), además de permitir el diseño y confección de prótesis o aparatología ortodóncica (modelos de trabajo).

La obtención de modelos de trabajo no es más que el comienzo de un complejo proceso en cadena, en cuyas fases debemos ser sumamente cuidadosos pues mínimos fallos en cualquiera de éstos, y sobre todo en los primeros, nos pueden encaminar al fracaso.

Asimismo la confección de prótesis fija bucal es una de las indicaciones de mayor requerimiento de exactitud en las impresiones ya que el éxito de las restauraciones protésicas depende, en gran parte, de la calidad de los modelos sobre los que se diseñan o/y fabrican las restauraciones. Para la confección de prótesis fija es imprescindible entre otros, una reproducción óptima de los márgenes de la preparación. Una impresión aceptable debe ser un registro exacto de todos los aspectos del diente preparado. Esto significa que, además, debe incluir suficiente estructura dental no preparada inmediatamente adyacente a los márgenes para que el dentista y el técnico de laboratorio identifiquen el contorno de los dientes y de todas las superficies preparadas. Los márgenes de la preparación y contorno de la estructura dental no preparada cervical al margen de la preparación es una información crucial de la que se debe disponer cuando se fabrica la restauración en el laboratorio dental. Si la impresión no reproduce esta zona crítica en la que se ponen en contacto la restauración y el diente, es imposible fabricarla(o se confecciona suponiéndose dónde está el margen).(3, 4)

1.1.1.- REQUISITOS GENERALES

Para describir los materiales de impresión es importante prestar atención a tres requisitos generales: reproducción de pequeños detalles, estabilidad dimensional y manipulación y algunos requisitos adicionales.

a) Reproducción de detalle

Según la A.D.A. (especificación 19), el material de impresión debe permitir la reproducción de detalles de 25 micras o menores. Estas sustancias deben ser lo suficientemente fluidas o livianas como para registrar detalles finos de las estructuras intraorales y, a su vez deben ser suficientemente viscosas como para mantenerse en la cubeta y ejercer presión sobre las estructuras a reproducir. La fluidez también es necesaria para que el material pueda introducirse en áreas pequeñas o retentivas. Los materiales más fluidos son habitualmente denominados livianos y los muy viscosos, pesados, existiendo entre ambos extremos materiales con fluidez o viscosidad diversa.

Algunos materiales son hidrofóbicos y al contacto con la saliva van a dar lugar a la formación de burbujas que quedan en la superficie de la impresión. En estos casos hay que tener la precaución de secar la zona de la boca que queremos reproducir antes de tomar la impresión. Sin embargo los materiales hidrofílicos no necesitan este tipo de precauciones. El material de impresión ideal no solo debe reproducir adecuadamente las estructuras orales, también es importante que sea flexible para facilitar la remoción de los materiales sin deformarse, ni desgarrarse al ser retirados de la cavidad oral, a su vez debe ser capaz de recuperar la morfología previa a la desinserción. (5)

b) Estabilidad dimensional

La estabilidad dimensional de un material se define como el mantenimiento de su tamaño y su forma en un tiempo más o menos prolongado (24-48 h). Esta estabilidad dimensional se puede alterar durante la toma de la impresión, especialmente durante la desinserción, o durante su conservación. La impresión debe mantener dicha estabilidad al menos hasta su vaciado, e incluso tras retirar el modelo, de manera que pueda volver a ser vaciada, al menos una o dos veces más.

También es importante que exista una buena retención mecánica o adhesiva del material una vez fraguado a la cubeta, ya que si se desprende de esta el hacer la desinserción de la boca, no nos servirá la impresión porque el material de impresión se deformará y esto, en consecuencia producirá graves desajustes en la prótesis.

c) Requisitos adicionales

Las sustancias en contacto con la cavidad oral deben ser biocompatibles, hipoalergénicos y mínimamente tóxicas. También es importante que tengan buen sabor y olor, vida larga y fácil conservación, sean económicos y fácilmente esterilizables.

1.1.2.- MANIPULACIÓN

Actualmente es posible disponer de los materiales de impresión en distintas formas de presentación: polvo-agua, polvo-líquido, pasta-líquido y pasta-pasta. Para una correcta dosificación debemos respetar estrictamente, en cada caso, las instrucciones del fabricante. Las propiedades finales de los materiales dependen, en gran parte de la dosificación y mezcla de los mismos. Estos materiales deben ser mezclados manualmente, en tazas, sobre losetas o blocs de mezcla ayudándose mediante el uso de espátulas. Actualmente disponemos de dispositivos automáticos de mezclado y dosificación que facilitan la manipulación de numerosos materiales de impresión. Estos dispositivos encarecen el producto sin embargo facilitan su manejo, permiten una mejor dosificación y proporcionan una mezcla óptima, que implica una mayor homogeneidad y en consecuencia sus propiedades.(6)

El tiempo es una variable que afecta en gran medida a las propiedades del material, se diferencian los siguientes:

a) Tiempo de mezclado

Se define el tiempo de mezclado como aquel que transcurre desde la adición de los componentes de impresión hasta que se completa la mezcla.

b) Tiempo de trabajo:

El tiempo de trabajo se define como aquel que transcurre desde el principio de la mezcla hasta que el material adquiere la viscosidad adecuada para insertarlo en la boca. Debe ser mayor que el tiempo necesario para mezclar, llenar una jeringa o/y una cubeta, inyectar el material en los dientes preparados y asentar la cubeta.

c) Tiempo de fraguado

El tiempo de fraguado es el lapso de tiempo que transcurre desde el comienzo de la mezcla hasta que se completa la reacción de fraguado. Es preciso distinguir entre tiempo de fraguado aparente y tiempo de fraguado real. El primero es aquel en el que el material adquiere unas propiedades mecánicas, de rigidez, resistencia y

elasticidad suficientes para ser desinsertado de la boca del paciente. Este siempre es menor que el tiempo de fraguado real. Sin embargo el tiempo de fraguado real es el tiempo que tarda en producirse la totalidad de la reacción de fraguado del material.

1.1.3.- CLASIFICACION

A pesar de no ser el objetivo principal del presente trabajo una descripción completa de todos los materiales de impresión disponibles, no podemos por menos que reflejar su clasificación, para describir a continuación aquellos que son relevantes para nuestro estudio.

Si atendemos al comportamiento mecánico de los materiales después del fraguado, los podemos clasificar en materiales:

Rígidos:

- "Compuesto de impresión" (godiva)
- Oxido de Zn / eugenol
- Yeso de impresión
- Ceras de impresión

Flexibles (elásticos):

- Hidrocoloides:
 - Reversibles: Agar
 - Irreversibles: Alginato
- Elastómeros sintéticos:
 - Polisulfuros
 - Siliconas
 - Poliéteres.

a) Rígidos

Históricamente la toma de impresiones en Odontología, se llevaba a cabo con materiales rígidos tanto para los tejidos duros como blandos como son la Escayola, las Ceras, la Godiva, Pasta de Oxido de Zinc-Eugenol

Si bien estos materiales fueron los primeros empleados, actualmente se encuentran prácticamente en desuso para esta finalidad, ya que han sido superados por los materiales elásticos o elastómeros.

b) Elásticos

En nuestro estudio nos vamos a referir principalmente a las masas de impresión elásticas o elastómeros irreversibles, ya que resultan muy adecuados para la toma de impresiones de alta exigencia clínica y, dentro de ellos, por su mayor relevancia, a las siliconas de adición y poliéteres.

Tras la Segunda Guerra Mundial, debido a las deficiencias de las propiedades mecánicas e inestabilidad dimensional de los hidrocoloides, fue necesario desarrollar otro tipo de material de impresión como son los polímeros, denominados Elastómeros debido a sus buenas propiedades elásticas. Todos estos materiales son polímeros cuya presentación consiste en dos pastas: base y catalizador, siendo su reacción de fraguado la polimerización.(7)

Alginato

El hidrocoloide de alginato es un material de impresión cuya gelación se produce mediante una reacción química irreversible entre sus componentes.

Sus componentes principales son: alginato de potasio o alginato sódico, sulfato cálcico, tierra de diatomeas, fosfato de sodio, óxido de cinc, fluoruro de potasio y titanio, saborizantes, colorantes y desinfectantes. Todos estos constituyentes se presentan en forma de polvo, que debe ser mezclado proporcionalmente en una taza flexible y con la ayuda de una espátula. Al mezclarse con el agua se solubilizan estas sales y se forma un gel viscoso, que a su vez se transforma en un sol insoluble a través de la reacción química que se origina entre el alginato de potasio y el sulfato de calcio.

El tiempo de gelificación de estos materiales es de aproximadamente entre tres y cuatro minutos, por lo que se debe considerar que por lo general es suficiente mezclarlo por 45 segundos o un minuto. Es un material mucoestático e hidrofílico, lo que permite el mínimo desplazamiento de los tejidos blandos y su empleo en un campo húmedo. Debe conservarse en condiciones de humedad y vaciarse antes de transcurrida una hora tras el fraguado, ya que aunque su reproducción de detalle es aceptable, su estabilidad dimensional es muy susceptible a la pérdida e imbibición del agua.

La desinserción del modelo positivado no debe ser muy diferida en el tiempo con el fin de que no se deshidrate el material y se ponga rígido, y la superficie del modelo de yeso no sea alterada. El alginato no es capaz de reproducir los finos detalles que se consiguen con otros elastómeros. A pesar de ello, los alginatos son suficientemente fieles para utilizarse en la obtención de modelos de estudio, fabricación de prótesis removibles parciales y completas, antagonistas o elaboración de restauraciones provisionales. No suele utilizarse para la toma de impresiones en prótesis fija debido a su falta de exactitud dimensional, y su baja capacidad de reproducción de detalle de estructuras dentales.(7)

Polisulfuros

Los polisulfuros o mercaptanos representan un grupo de materiales de impresión elásticos, que no poseen agua en su composición. Son materiales químicamente heterogéneos que se caracterizan porque en su constitución poseen moléculas de gran tamaño dispuestas unidas entre sí formando una red tridimensional. Son geles coloidales no solubles en agua. Estos geles sufren una reacción de polimerización o entrecruzamiento pasando a estado de sol. Son materiales hidrófobos y con elevada resistencia al desgarro, sin embargo, presentan una baja estabilidad dimensional produciendo modificaciones que pudieran dar lugar a posibles errores posteriores. Su manipulación es complicada, su tiempo de fraguado es largo, tienen sabor y olor desagradables y se han descrito efectos tóxicos cuando fragmentos del material quedan atrapados subgingivalmente ocasionando irritación local.

Si bien estos elastómeros fueron los primeros utilizados en Odontología para la toma de impresiones, han sido superados por los que fueron desarrollados con posterioridad ya que las impresiones obtenidas con ellos tienden a tener menor exactitud dimensional que las que se logran con otros elastómeros.

Siliconas de condensación

Las siliconas químicamente son polisiloxanos; polímeros sintéticos cuya fórmula química se basa en alternar átomos de oxígeno y sílice; además, se le añaden otros componentes que modifican su fraguado, viscosidad y propiedades de trabajo. Generalmente el polímero se presenta en forma de pasta base y el silicato de alquilo y el octoato estannoso en forma de pasta o líquido catalizador. La reacción de fraguado es una polimerización por condensación en la que se forman largas cadenas de silicona y un subproducto, que es el alcohol etílico.

Junto con la silicona de adición son los materiales que menor deformación permanente presentan tras un esfuerzo mecánico. Presentan menor estabilidad dimensional que los poliéteres y las siliconas de adición debido a la formación de productos colaterales en la reacción que pueden volatilizarse. (8) Su tiempo de trabajo es controlable con la incorporación de un acelerador, que no modifica las propiedades de la silicona. Debido a su mala estabilidad dimensional este tipo de silicona no se debe utilizar en clínica, ya que en este sentido es mejor emplear las Siliconas de Adición.

Siliconas de Adición o Polivinil Siloxanos

Las siliconas de adición suelen recibir los nombres de materiales de impresión de polivinil siloxano o vinil polisiloxano. Este el elastómero de más reciente introducción en el mercado. Sus principales componentes son el polímero, que en este caso termina en grupos vinilo, y el oligómero de silano que ofrece los grupos necesarios para el entrecruzamiento del polímero, además de catalizadores y partículas de relleno. Sus componentes se presentan en dos pastas que al mezclarse producen el entrecruzamiento de las cadenas del polímero con grupos silanos polimerizando mediante una reacción de adición que no desprende productos colaterales.

Una de las propiedades de mayor importancia de cara al presente estudio es, sin lugar a dudas la estabilidad dimensional. A diferencia de las siliconas de condensación, la mayoría de los elementos causantes de los cambios dimensionales están completamente superados por estos materiales al no generar productos colaterales tras el fraguado. Si se mantienen en un lugar seco, las siliconas de adición, a diferencia de otros elastómeros como los polisulfuros o las siliconas de condensación, pueden mantener su estabilidad prácticamente intacta hasta siete días tras la toma de impresión. Poseen un alto módulo de elasticidad y excelente fluidez.(9)

Al igual que el resto de elastómeros, las siliconas de adición poseen un comportamiento que en sentido estricto no se describiría como elástico, sino como viscoelástico. Su recuperación elástica debe ser igual o mayor al 96,5% según la normativa ISO 4823, siendo este requisito cumplido por las siliconas de adición al alcanzar hasta el 99%. Se deben esperar entre 15 y 30 minutos hasta su vaciado, tiempo que tarda en recuperar su deformación elástica.(10)

La resistencia al desgarro por su parte indica la capacidad de un material para soportar la ruptura en zonas de poco espesor, cobrando especial importancia en los espacios interproximales y en la profundidad de los surcos gingivales. Las siliconas de adición poseen una resistencia al desgarro intermedia, siendo mejorada por otros materiales como los polisulfuros o los poliéteres. Otra de las cualidades más relevantes de las siliconas de adición es la reproducción de detalle, considerándose una de sus mejores propiedades, salvo en condiciones de humedad debido a la hidrofobia propia de estos materiales. En cuanto a sus propiedades biológicas, cabe a destacar que se encuentran entre los materiales causantes del menor número de reacciones tóxicas o irritativas de los tejidos, considerándose de una excelente biocompatibilidad. Tienen un tiempo de trabajo corto, de 3 a 5 minutos aunque es posible alargar el tiempo de trabajo enfriando los componentes antes del mezclado, ya que su reacción de fraguado es sensible a la temperatura.(11-13)

Desde su aparición en el mercado las siliconas de adición han ido introduciendo cambios progresivamente que han permitido la mejora de sus propiedades, pero

quizás donde han experimentado una evolución más acentuada haya sido en la optimización de la presentación, incremento de la facilidad de manipulación y el desarrollo de nuevos sistemas de mezclado.

Es posible encontrar distintas consistencias: ligera, media o masilla por lo que es posible llevar a cabo técnicas monofásicas o combinar consistencias.(14)

Si se realiza una mezcla manual de los componentes es importante evitar el uso de guantes de látex ya que poseen sulfuro en su composición, que inhibe la reacción de fraguado pudiendo producir grandes deformaciones. Algunos guantes de vinilo podrían producir el mismo efecto debido al estabilizador utilizado en su fabricación. Para evitar su efecto se recomienda mezclarlas sin guantes y con las manos libres de polvo o efectuar la mezcla ayudándose de dispositivos de mezclado y dispensación automáticos.(15, 16)

Poliéter

Su componente principal es un copolímero de óxido etilénico y tetrahidrafurano. La reacción de fraguado del poliéter es una reacción de adición en la que se crea una red tridimensional de caucho de cadena cruzada que le confiere sus propiedades elásticas, sin formar productos colaterales.(5)

La exactitud dimensional de estos materiales es muy buena, ya que no forman subproductos y tienen características de afinidad con el agua que les permiten reproducir adecuadamente detalles, sin embargo no se debe conservar la impresión en medio acuoso durante lapsos prolongados.

El inconveniente principal a la hora de su manipulación reside en la elevada rigidez que presenta después de fraguado, sobre todo si existen zonas retentivas, lo que aumenta su resistencia a la desinserción de la impresión de la boca y del modelo de escayola tras el vaciado. En contraposición, esta propiedad, junto con la elevada fluidez, les confiere mayor consistencia y precisión a las impresiones en zonas estrechas, como por ejemplo, el surco gingival.

Desde el punto de vista de su biocompatibilidad se considera un material seguro, teniendo en cuenta que debe evitarse el contacto directo del catalizador sin mezclar ya que se trata de un compuesto tóxico y puede tener un efecto irritante. Su tiempo de trabajo es muy corto, aproximadamente de 2 minutos.

A pesar de que los poliéteres han sido materiales utilizados fundamentalmente en técnica monofásica, actualmente es posible disponer de poliéteres de distintas consistencias, lo cual permite llevar a cabo una técnica de doble mezcla o doble impresión con cubetas estándar, e incluso, existen presentaciones que permiten automatizar la mezcla y el dispensado de los mismos.(17)

1.1.4.- TÉCNICAS DE IMPRESIÓN CONVENCIONAL

La elección del material de impresión, así como la técnica a emplear, influyen en la selección de la cubeta. Los materiales de impresión elastoméricos empleados para procedimientos no complicados de protodoncia fija se toman con cubetas de impresión prefabricadas. Para disminuir la distorsión asociada invariablemente a al uso de dichas cubetas, deben tener una rigidez adecuada y el diseño de las misma debe permitir el control del volumen o espesor del material de impresión. La retención se obtiene mediante perforaciones, rebordes y/o adhesivos.

Una vez retirada la cubeta de la boca, el material de impresión no debe presentar burbujas de aire, desgarros, puntos finos u otras imperfecciones que podrían producir inexactitudes que afecten a la calidad final de las impresiones. Para la confección de prótesis fija debe aparecer un ribete de material intacto e ininterrumpido más allá de los márgenes de las preparaciones. Las trazas de base o catalizador indican una mezcla insuficiente y pueden hacer que haya que descartar la impresión.

En cuanto a las técnicas de impresión para la confección de prótesis dental destacan las técnicas de doble mezcla, las de doble impresión y, las monofásicas, cuyas características se exponen a continuación:

Técnica de doble mezcla o en un solo paso

Este tipo de impresión es muy sensible a la técnica, sin embargo puede lograr una exactitud muy similar a la de doble impresión, siempre y cuando se domine la técnica y se empleen unos materiales adecuados. La técnica se desarrolla en un paso; en el que son manipulados al mismo tiempo los dos materiales de distintas consistencias, es decir, de consistencia masilla o pesada y, de consistencia media o fluida. En primer lugar se rellena la cubeta con un espesor uniforme del material de mayor consistencia, mientras que la jeringa se carga con el material más fluido. El material más fluido es depositado tanto alrededor de las preparaciones dentales como en una depresión hecha previamente en el material situado en la cubeta, con el objetivo de que la preparación quede completamente rodeada de silicona fluida. El material de consistencia fluida es desplazando hasta las preparaciones, quedando registradas con mayor exactitud zonas como la líneas de terminación. Se coloca entonces la cubeta en la boca y se asienta hasta su fraguado. El endurecimiento de ambos materiales debe producirse simultáneamente, ya que si alguno hubiera iniciado la reacción de endurecimiento previamente, el otro sería comprimido elásticamente.(18)

Técnica de doble impresión o en dos pasos

Esta técnica fue ideada con el objetivo de minimizar el efecto de la contracción de polimerización en los cambios dimensionales. Consiste en la toma de una impresión preliminar con una capa gruesa de silicona de consistencia pesada o masilla con cubeta estándar, obteniéndose un negativo. La función de esta primera impresión es la de individualizar la cubeta dejando un espacio controlado y uniforme para la posterior colocación de un material fluido para la toma de una segunda impresión. Con el objetivo de reproducir fielmente los ángulos agudos de las preparaciones cavitarias es conveniente colocar material ligero no sólo en la cubeta, sino también sobre las propias preparaciones. Las desventajas de esta técnica incluyen el tiempo adicional de fraguado independiente de cada material, la dificultad de reposicionar la primera impresión en boca y la posibilidad de contaminación de la silicona pesada con la saliva, que puede impedir su unión a la silicona fluida. También se ha atribuido como inconveniente la menor fuerza con la que se unen los materiales de ambas consistencias al producirse el fraguado de cada material en intervalos de tiempo distintos. Sin embargo, existen estudios que demuestran que los resultados obtenidos son similares tanto para la doble mezcla como para la doble impresión.(19)

Técnica monofásica

La técnica monofásica consiste en el empleo de un material de viscosidad única, habitualmente de consistencia media, en una sola fase como su propio nombre indica. Desde un punto de vista teórico, cuando se empuja un material de consistencia media a través de la boquilla de la jeringa, su viscosidad disminuye lo que permite adaptarse bien a la preparación e incluso mejorar la reproducción de superficies mojadas debido a la positiva correlación entre la capacidad de desplazar agua y la consistencia del material de impresión.

Estudios comparativos entre las distintas técnicas han registrado diferencias significativas entre impresiones monofásicas e impresiones de doble consistencia, obteniendo estos últimos mejores resultados en cuanto al número de defectos de superficie y a su estabilidad dimensional.(20)

1.1.5.- YESOS DE USO ODONTOLÓGICO

La escayola dental es un producto derivado del yeso para uso en odontología. El componente principal de la escayola dental es el sulfato de calcio hemihidratado. Para que fragüe la escayola hay que mezclarla con agua en unas proporciones específicas. La reacción de fraguado de la escayola consiste en un proceso de cristalización exotérmico en el que la calcinación del yeso es revertida añadiendo agua a la escayola.

Clásicamente los tipos de yeso han sido divididos en tres grupos diferenciándose entre ellos en cuanto a su estructura física: escayola dental o tipo París, escayola piedra y escayola piedra mejorada. Sin embargo, según la ADA (American Dental Association) existen cinco productos derivados del yeso : escayola de impresión o tipo I, escayola para modelos o tipo II, escayola piedra dental o tipo III, escayola piedra mejorada o tipo IV y, escayola piedra de alta resistencia y expansión o tipo V.(21)

De todos ellos, la escayola piedra mejorada o tipo IV es sin lugar a dudas la de mayor interés para el desarrollo de nuestro trabajo ya que se trata del material más utilizado en la odontología para la realización de modelos sobre los que trabajar en prótesis fija, debido a sus propiedades mecánicas entre las que encontramos una resistencia a la compresión de entre 34,5MPa y 48,3MPa. (22)

Al ser su finalidad la fabricación de muñones, debe reunir una serie de criterios como son resistencia, dureza a la abrasión y mínima expansión de fraguado. Por el mecanismo de procesado del yeso se conforman partículas más regulares y menos porosas, las cuales confieren unas mejores como mayor resistencia y dureza a la compresión, y menor expansión de fraguado que el yeso piedra, variando entre el 0% y el 0,1%.(23)

A pesar de que más tarde se desarrolló la escayola de alta expansión o tipo V con el objetivo de compensar la contracción de colado para estructuras de prótesis fija, existen estudios que desaconsejan su empleo, siendo la escayola tipo IV el material de vaciado más utilizado hoy en día.

El positivado o vaciado de la impresión consiste en el vertido de la masa de escayola fluida sobre la impresión para que la rellene y se adapte totalmente a la misma. Para facilitar esta adaptación haciendo el material más fluido, y eliminar el mayor número de burbujas de aire atrapado en la masa de escayola, haremos uso de su propiedad tixotrópica. El positivado se hará lentamente y vibrando la cubeta que contiene la impresión, controlando que una pequeña porción de la escayola fluya y cubra toda la superficie de la misma sin atrapar aire. Posteriormente se añade el resto de la escayola sin vibrar. Este proceso de vaciado de la impresión debemos hacerlo durante el tiempo de trabajo del material ya que una vez que se hace sólido no podemos realizarlo.

A medida que el material fragua se vuelve más viscoso, el material deja de ser brillante y comienza a adquirir un aspecto mate, esto se debe a que el agua va reaccionando y cada vez queda menos en la superficie del material. En este periodo la masa ha pasado de ser un líquido viscoso a ser un sólido débil y blando. A este periodo se le conoce con el nombre de tiempo de fraguado inicial. Durante el fraguado final, el material completa la reacción química perdiendo el agua residual y liberando el calor de la reacción. Debemos entonces dejar el material en reposo hasta que se produzca la totalidad de la reacción exotérmica de fraguado (fraguado

total) este proceso puede durar entre 12-15 min, con lo que consigue desarrollar todas sus propiedades mecánicas, necesarias para permitirnos la desinserción del modelo de escayola de la impresión sin que este se rompa.

Durante la reacción de fraguado, con las proporciones agua/polvo que necesitamos para el manejo de cada tipo de escayola, se registra una expansión lineal del 0.2-0.4%. Estos cambios dimensionales se ven influidos por variables como las concentraciones de aditivos, el tamaño de las partículas, el tiempo de mezcla, relación agua/polvo o la expansión higroscópica. Se llama expansión higroscópica a la que sufre el material si durante el fraguado es expuesto a un exceso de agua (inmersión). El yeso una vez fraguado presenta una estructura microscópica compuesta por cristales que se entrecruzan tridimensionalmente dejando un espacio entre ellos, que junto con la evaporación de agua que no reacciona dan lugar una serie de poros.(24)

La forma en la que manipulemos la escayola va a influir notablemente en sus propiedades finales, ya sea en su precisión y exactitud a la hora de reproducir la boca del paciente. Para que la estructura porosa de la escayola nos permita reproducir con detalle la superficie del material es muy importante que no queden en su interior burbujas de aire (macroporos) que puedan quedar en la superficie durante el positivado, provocando que la escayola no humecte el material de impresión y queden defectos en la superficie. Es importante eliminar restos de saliva o sangre de la impresión que puedan interferir con la reproducción de detalles de la escayola. (25)

1.2.- TECNOLOGÍA CAD/CAM EN ODONTOLOGÍA

El término CAD/CAM, aplicado al mundo odontológico, constituye una tecnología que nos permite realizar una restauración dental mediante el apoyo informático de diseño y un sistema de mecanizado o fresado automatizado que trabaja a sus órdenes. Se introdujo en Odontología en 1971, siendo al principio más experimental y teórico, que clínico, y siempre enfocado al ámbito de la prótesis fija. (26, 27). 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 los de Duret®, el sistema Minnesota® y el sistema Cerec®. 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. (28)

El éxito de los sistemas y la introducción de nuevos materiales desarrollados específicamente para el uso dental, han motivado que la tecnología de

restauraciones computerizadas haya evolucionado muy rápido durante los últimos años. Se han desarrollado y comercializado más de 50 sistemas CAD/CAM diferentes. Algunos fueron superados por los nuevos y por ello desaparecieron, otros han evolucionado con los adelantos tecnológicos y se encuentran aún en el mercado, pero todos ellos se someten a continuos cambios que amplían sus indicaciones y optimizan sus características.

Poco a poco, los sistemas CAD/CAM han ido avanzando, y se han ido desarrollando nuevas aplicaciones, además de las diferentes indicaciones en prótesis fija. El mejor ejemplo son los sistemas de cirugía guiada. Estos sistemas permiten transferir una planificación implantológica realizada sobre el procesado de los archivos radiológicos digitales, hasta convertir dicha planificación en una férula 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 de ellos.

Las funciones realizadas por dichos sistemas se basan en tres procesos informáticos básicos, que ponen en relación cada una de las fases: la conversión analógico-numérica de la imagen, el diseño asistido por ordenador con modelizaciones lineales y superficiales, y la fabricación por control numérico.

1.2.1. COMPONENTES DE LA TECNOLOGÍA CAD/CAM

Los sistemas controlados por ordenador que se conocen en la actualidad suelen diferenciarse, fundamentalmente, según el tipo de recogida de datos tridimensionales de los dientes pilares. Por el contrario, la fabricación automatizada (CAM) de las piezas de material cerámico, plástico o metálico es muy parecida en todos los métodos y consiste esencialmente en una máquina de control numérico (CNC) con dispositivos específicos para el material de fresado o tallado, que son móviles en varios ejes. Por tanto, un sistema CAD/CAM tradicional puede escanear la preparación y diseñar a continuación la restauración, enviando las instrucciones precisas a una microfresadora para que fabrique la prótesis.

Un sistema CAD/CAM consta de las siguientes fases básicas de procesado: Digitalización de los datos, Diseño por ordenador y Fresado o mecanizado de la restauración a confeccionar.

Digitalización de los datos:

La adquisición de los datos para la creación de modelos digitales tridimensionales, puede diferenciarse, en: captación directa o indirecta, en función de la fuente u origen que requiere cada situación. Mediante el empleo de escáneres intraorales, es posible digitalizar directamente la morfología intraoral del paciente. También es

posible registrar, a modo indirecto: modelos, encerados, e incluso impresiones elastoméricas. El empleo de escáneres intra o extraorales permite la digitalización este tipo de situaciones.

La captación previa a la digitalización de los datos puede ser de tipo mecánico u óptico, en función de la tecnología empleada.

Diseño por ordenador:

A partir de la información obtenida a partir de la digitalización de los datos y mediante un software específico de cada sistema, es posible diseñar copias o estructuras protésicas, e incluso la restauración final. Las posibles indicaciones de rehabilitación protésica disponibles en cada sistema, así como la calidad de las mismas, quedan en gran parte, condicionadas por el desarrollo específico del software y de la adecuación del hardware oportuno para cada uno de ellos.

Fresado/mecanizado de la restauración a confeccionar:

Dicho proceso de fresado (CAM), es llevado a cabo por máquinas de control numérico que presentan diferentes ejes de tallado en función de la posibilidad de movimientos espaciales que permitan las distintas partes de las mismas; así pues, las fresas de los diferentes sistemas poseerán distintos ejes espaciales de movimiento, en función de los cuales mejoraremos los resultados de precisión y tiempo empleados.

Esta fase es variable según los distintos sistemas y los diferentes materiales a emplear. Del mismo modo, la transmisión de la información obtenida en los dos pasos anteriores se puede realizar de varias maneras, en función de la localización de cada uno de los componentes de cada sistema.

Algunos sistemas tienen centros de fresado exclusivo, como es el caso de Procera® de la casa Nobel Biocare® o el sistema Etkon®, donde se envían los archivos por e-mail. Otros sistemas, como Lava® o Cercon®, tienen Centros de Escaneado, a los que el laboratorio dental convencional puede recurrir para la digitalización de sus modelos, o bien Centros de Escaneado y Fresado, en los cuales se procede a la realización de todos los pasos de los que se compone el proceso CAD/CAM, remitiendo las estructuras al laboratorio convencional para la terminación de las restauraciones.(29)

Cuando se realizan restauraciones totalmente cerámicas, es posible realizar el fresado desde un bloque pre sinterizado o sinterizado, normalmente desarrollado en exclusividad para cada uno de los sistemas existentes. Además de cerámica, estos sistemas permiten mecanizar otros materiales como titanio, composite, resinas acrílicas y aleaciones metálicas como el cromo-cobalto.

1.2.3.- VENTAJAS E INCONVENIENTES DE LA TECNOLOGÍA

CAD/CAM

Los sistemas CAD/CAM tienen como objetivo ofrecer múltiples ventajas frente a técnicas convencionales; como la automatización y simplificación del proceso, el incremento de las indicaciones, la calidad de los materiales y restauraciones y, disminución de los costes y tiempo de producción.

En algunos casos, estos sistemas, hacen posible prescindir de los materiales elastoméricos, lo que permite desechar los inconvenientes asociados a dichas técnicas; como la incomodidad que supone al paciente dicho procedimiento o los cambios dimensionales que experimentan estos materiales. El concepto de impresiones digitales permite almacenar, enviar y archivar la información digital tan pronto como es procesada mediante el uso de ordenadores. Este hecho presenta a su vez ventajas frente a la fabricación de modelos de escayola; en cuanto a la evidente reducción del espacio necesario para el almacenamiento de los mismos. La tecnología CAD/CAM, además permite trabajar con materiales como la alúmina o el óxido de circonio; no disponibles con técnicas de impresión convencionales.

No obstante como principales inconvenientes destacan los elevados costes de inversión inicial para la adquisición de los dispositivos, bien por parte del sanitario o del laboratorio, además del entrenamiento y aprendizaje que requiere el manejo de los mismos.

1.2.4.- MODELOS DIGITALES

Todo proceso CAD/CAM en Odontología comienza con la digitalización de la superficie tridimensional sobre la que va a asentar restauración. Esta digitalización o modelo virtual se obtiene a partir de escáneres 3D. La información digital obtenida a partir del escaneado, junto con la procesada para el diseño de prótesis; es enviada a un centro de fabricación. Una vez transferida la información digital al centro de fabricación, es posible obtener la restauración final, mediante distintas técnicas, como el fresado o el sinterizado.

La exactitud dimensional de dichos modelos digitales es, al igual que en los modelos de escayola convencionales, uno de los requisitos imprescindibles para el éxito de las restauraciones que van a ser confeccionadas a partir de los mismos.

El manejo de modelos digitales, a menudo, supone la eliminación del coste, espacio y tiempo asociado al transporte, adquisición y manipulación de modelos de escayola y materiales elastoméricos de impresión etc.

La tecnología CAD/CAM ha sido clásicamente exclusiva del laboratorio dental, sin embargo, en los últimos años se está trabajando en la aplicación del “flujo digital”. Desde su comercialización en el mercado, los dispositivos de escaneo han evolucionado, permitiendo mayores posibilidades e introduciendo mejoras por lo que los escáneres cada vez son más eficaces, precisos, intuitivos, rápidos y ergonómicos. Actualmente, un creciente número de clínicas, laboratorios, instituciones y empresas del sector Odontológico están comenzando a manejar e introducir estas herramientas digitales en la práctica clínica.(Fig.1.)

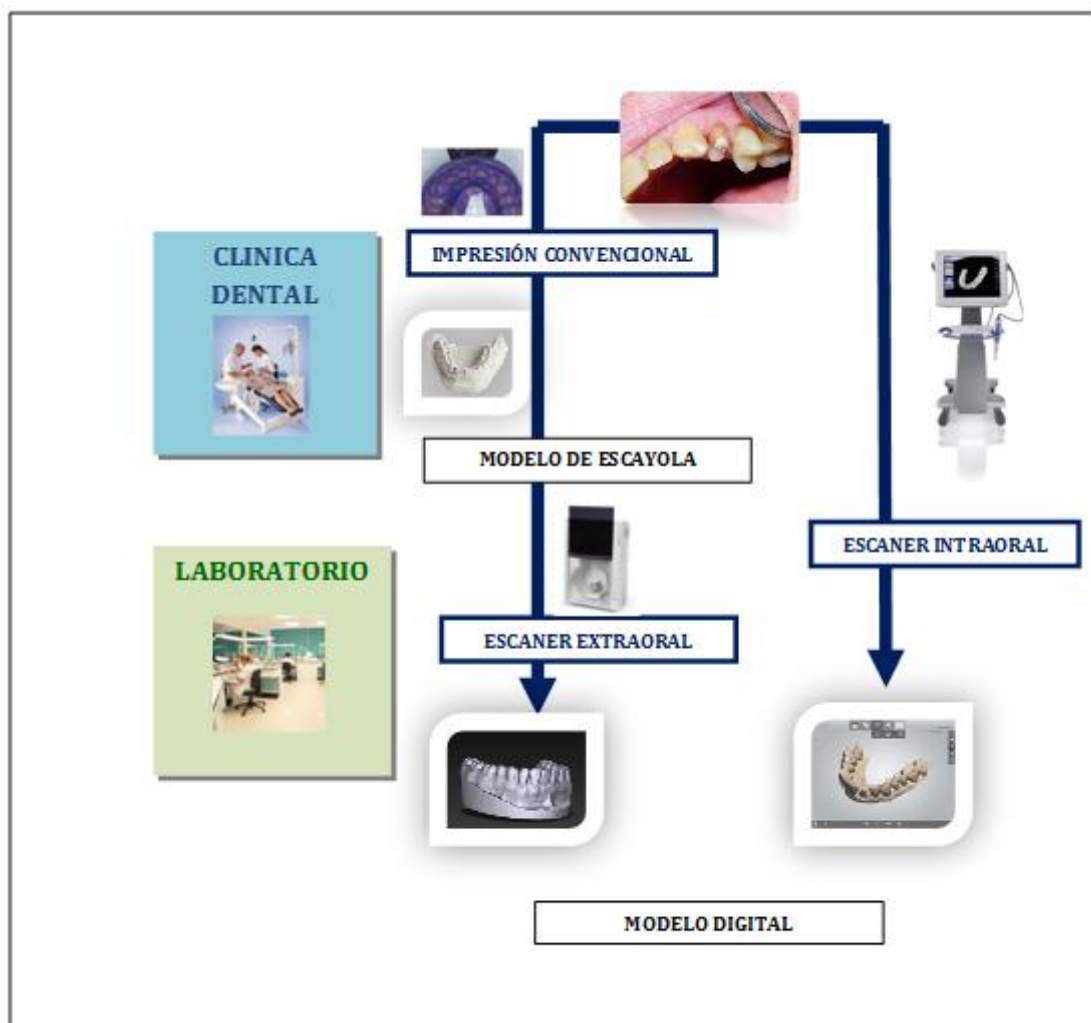


Fig. 1: Flujo de trabajo: Esquema de posibilidades para la obtención de modelos digitales

1.3.- ESCÁNERES 3D

Un escáner 3D es un dispositivo con capacidad para captar y, procesar mediante un software la información sobre la superficie de un objeto o un entorno real tridimensional, con el fin de construir un registro digital tridimensional del mismo.

Actualmente, es posible obtener modelos digitales captando directamente las estructuras intraorales mediante escáneres intraorales, o bien, hacerlo a partir del escaneado extraoral de modelos de escayola, e incluso, a partir de los registros de impresión convencionales (sin necesidad de un modelo físico de escayola).

1.3.1- FORMATOS DIGITALES

Independientemente de la tecnología que utilicen, los escáneres empleados en Odontología pueden ser de arquitectura abierta o cerrada. Los escáneres abiertos producen unos archivos digitales en formato “.STL” sin encriptar, es decir, sin codificar, y que por tanto se pueden utilizar con cualquier software CAD, así como para posteriormente poder fabricar estructuras o piezas anatómicas en cualquier máquina de fresado o sistema de estereolitografía. Por el contrario los de arquitectura cerrada mantienen encriptados sus archivos STL para que sólo puedan ser utilizados en programas CAD y sistemas de fabricación especificados por el fabricante.

La información digital captada por los escáneres se recoge en archivos informáticos que pueden tener más de 70 formatos, pero en lo que a este estudio concierne son importantes tres:

Nube de puntos:

Se trata de un archivo que contiene las coordenadas cartesianas los puntos que representan la superficie externa de un objeto. Las nubes de puntos son creadas generalmente por los escáneres 3D. Estos dispositivos miden de forma automática una gran cantidad de puntos en la superficie de un objeto y los registran en forma de archivo de “nube de puntos” o “point cloud”.

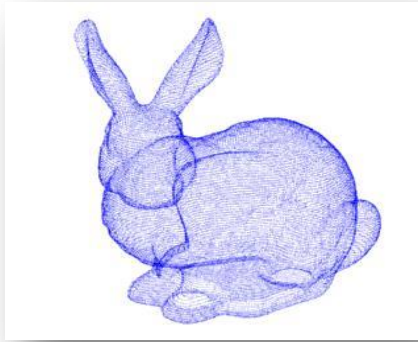


Fig.2.: Morfología de un cuerpo en nube de puntos digital.

Malla poligonal:

Las nubes de puntos son difíciles de inspeccionar y de manejar, por lo que se suelen convertir en modelos de malla poligonal, que unen los puntos de la nube de puntos formando triángulos, cuadriláteros u otros polígonos complejos. Su formato de archivo informático es “STL”, Standard Triangulation Language.

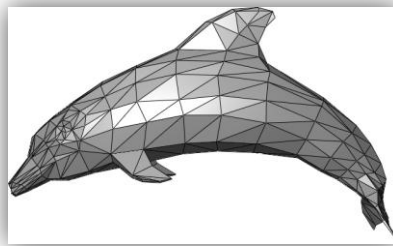


Fig.3: Archivo digital tridimensional sobre un cuerpo en formato “STL”

Modelo paramétrico:

Es un formato de datos en el que la superficie o el volumen de un objeto se descompone en áreas o teselas que puedan ser definidas por la misma fórmula matemática, dando lugar a una superficie continua.

El formato principal en el que se expresan los archivos de imagen parametrizados es el codificado como IGES; Initial Graphics Exchange Specification. (“.igs”), que es un formato neutral de datos que permite el intercambio digital de información entre sistemas de diseño asistido por CAD/CAM.

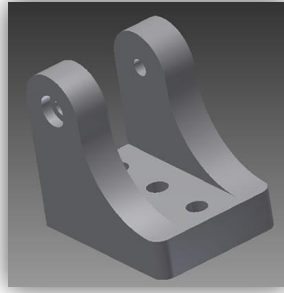


Fig. 4: Modelo tridimensional digital de una pieza en formato "IGS".

1.3.3.- ESCÁNERES EXTRAORALES

Los escáneres extraorales son dispositivos con capacidad para crear modelos digitales, a partir del registro de la morfología superficial de los modelos de escayola obtenidos a partir de impresiones convencionales.

Para la confección de prótesis fijas con ellos, normalmente, se requiere a un técnico de laboratorio dental para añadir la cerámica de recubrimiento para la individualización y caracterización de la restauración. En estos sistemas se escanea el modelo en el laboratorio dental y se envía la información al centro de fresado. Después de realizarse el fresado del bloque de material que se quiera utilizar, se envía nuevamente al laboratorio dental donde se agrega el recubrimiento estético. Igualmente, también es posible confeccionar el recubrimiento por CAD/CAM, cementándose o fundiéndose después con el núcleo. Los sistemas en los que se fabrica la restauración de forma indirecta tienen la ventaja de que todas las estructuras se fabrican en un único sitio y en un ambiente industrial, logrando un control de calidad óptimo. (30, 31)

Este tipo de escáneres se pueden clasificar a su vez en: ópticos o mecánicos. Los de tipo mecánico, hasta el momento, son más precisos aunque más lentos que los ópticos. La principal ventaja de estos últimos es que no hay contacto de tipo mecánico entre el objeto y las unidades de detección por lo que la dureza o dimensiones del objeto no implican limitaciones. A su vez, los escáneres ópticos pueden ser de luz laser o de luz estructurada. (28)

Escáneres de contacto (mecánicos)

También reciben el nombre de escáneres mecánicos o táctiles. Este tipo de escáneres fueron los primeros en aparecer en la industria en general.

Los escáneres de contacto se consideran los dispositivos más precisos, pero también los más lentos. Siempre utilizan algún tipo de sonda que toca puntualmente la superficie que se quiere medir o es arrastrada sobre ella.

En comparación con los escáneres ópticos, son más económicos, exactos y fáciles de manejar, aunque requieren mayor tiempo de escaneado, sin embargo no pueden ser empleados para la digitalización de impresiones porque el contacto de la sonda palpadora deforma el material de impresión, que es elástico, falseando la lectura. (32, 33).

La principal ventaja que presentan es que no se ven influidos por las características ópticas de la superficie que escanean. El brillo o color de la superficie a registrar no afectan en la precisión de la medición por lo que no es necesario pulverizar ningún spray sobre la superficie del modelo para eliminar los reflejos de luz.

En su sistemática en Odontología, primero se obtiene un modelo de escayola de forma convencional, que después se digitaliza explorando su superficie mediante el contacto físico de un palpador o puntero. La restauración se diseña posteriormente en el ordenador y se fabrica con distintas máquinas de fresado.

Al realizar el tallado dental hay que tener en cuenta que la línea de terminación debe ser en chámfer aplanado, ya que el escáner no puede leer los ángulos agudos, de modo que las terminaciones marginales, como el hombro recto, quedan totalmente descartadas. Por otro lado, es imprescindible biselar los ángulos vivos que se forman entre las caras axiales y la cara oclusal o incisal de los dientes tallados. También es necesario pulir perfectamente la preparación para que no haya errores en la lectura del escáner.

Máquina de medición por coordenadas

La máquina de medición por coordenadas o CMM por sus siglas en inglés procedentes de "coordinate measuring machine" consiste en un escáner táctil de uso industrial. Aunque no está específicamente desarrollado para su uso en el campo dental se considera preciso exponer algunas de las características más relevantes de los mismos por la importancia que suponen para el presente estudio. Estos dispositivos, consisten en una superficie horizontal amplia con un brazo robótico que se mueve por unos carriles en los tres ejes del espacio. Dicho brazo termina en una sonda acabada en una bola de rubí o de metal y se mueve manual o automáticamente hasta entrar en contacto con el objeto a medir, registrándose en qué posición del espacio está situado el brazo en ese momento, con una magnitud de micras. Se utiliza generalmente para hacer mediciones sobre la forma y dimensiones de un objeto y compararlas con las dimensiones de su diseño CAD. La exactitud de una CMM es normalmente de 1-2 micras, un orden de magnitud mayor que la de un escáner óptico.(26)

Dos ejemplos de escáneres de tipo mecánico o táctil específicamente desarrollados para su uso en Odontología son: Procera Forte® de Nobel Biocare, y Renishaw® incise TM, ambos fabricados por Renishaw.

Procera® Forte; Nobel Biocare USA

El sistema de Procera® fue desarrollado por el Dr. Andersson alrededor de 1980. Este escáner consiste en un brazo articulado que acaba en una bola palpadora de pequeño tamaño que describe círculos sobre la superficie del modelo de escayola, registrando la posición del palpador. Cada posición registrada se traduce en las coordenadas del punto en cuestión sobre el que reposa el palpador. El fabricante original de este escáner es Renishaw® (Gloucestershire, Reino Unido), aunque lo comercializa Nobel Biocare®.

En sus inicios, la información digital obtenida mediante el sistema Procera® se enviaba al centro de fresado de Procera Sandvik en Suecia. La estructura de la restauración era devuelta al laboratorio dental en el país de destino donde se añadía la cerámica de recubrimiento. Hoy en día existen centros de fresado por todo el mundo. En la actualidad, Nobel Biocare® ya no comercializa el escáner Procera® Forte. En marzo de 2009 presentó en Colonia (Alemania) la última versión del sistema Procera® que permite la digitalización óptica mediante la microscopía confocal, pero estos escáneres táctiles han sido la referencia en este campo durante muchos años y siguen funcionando en la actualidad en muchos laboratorios.

Incise™; Renishaw, UK

Renishaw fabrica este escáner, como parte de su sistema CAD/CAM incise™. Es el fabricante original del mencionado Procera Forte, de Nobel Biocare®, que básicamente es el mismo escáner con distinta carcasa. Aunque el escáner de Procera es cerrado o encriptado, con Renishaw es posible obtener archivos de lectura abierta.

Este escáner lee la superficie de la preparación recorriéndola, mediante un movimiento en espiral, con una punta palpadora de rubí de 1 mm de diámetro, montada en un brazo articulado. El tiempo de escaneado aproximado para cada diente es de tres minutos.

Como característica adicional, su software permite calcular la resistencia de las estructuras diseñadas para anticipar las zonas problemáticas. El fabricante asegura que es el único escáner dental con precisión certificada según las normas internacionales de metrología ISO (10360-4).

Escáneres de no contacto (ópticos).

Escáneres de luz estructurada

Estos escáneres proyectan una serie de bandas de luz paralelas sobre la superficie del modelo. Estas líneas de iluminación, al entrar en contacto con el objeto, son distorsionadas y registradas desde una perspectiva distinta a la del proyector para reconstruir geoméricamente la superficie del modelo. 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.

Los escáneres ópticos que utilizan como fuente de radiación la luz, reciben el nombre de escáneres de luz estructurada. Esta luz puede ser de distintos colores. Aunque lo normal es que se trate de luz blanca o azul, también pueden llegar a ser luz verde o roja. La diferencia estriba en que la luz ambiente puede influir en la lectura del escáner, si la luz para la que está preparado es del mismo color. El color del objeto también influye en el escaneado. Un escáner de luz azul proyectado sobre una superficie azul apenas se verá. Un escáner de luz blanca, al tener un espectro más amplio, se ve menos afectado por esto, pero aun así tendrá dificultades con un objeto completamente negro. También se ven afectados por las superficies brillantes o traslúcidas, por lo que generalmente es necesario utilizar un spray para eliminar los brillos del modelo.

A continuación se exponen algunos de los escáneres dentales de luz estructurada más relevantes del mercado y describen brevemente sus principales características:

Cendres Métaux: Es un escáner abierto de luz estructurada de tipo LED en franjas. Se han desarrollado tres tipos: 103, 103a y 103i, que poseen una exactitud de entre 5 y 20 μm , según el fabricante (Cendres Métaux, Suiza).

Ceramill: También es un escáner abierto de luz en forma de bandas. Lo comercializa AmannGirrbach (Koblach, Alemania). Existen dos modelos: map100 y map300 y ambos tienen una exactitud de 20 μm . (34, 35)

Dental Scan: Es un escáner de luz estructurada blanca con una precisión de 15 μm según el fabricante, que es Shining3D (Hangzhou, China).

Imetric IScan D101: Es un escáner de luz estructurada blanca que según el fabricante (Imetric, Courgenay, Suiza), tiene una exactitud de 20 μm . Su cámara tiene 1.3 Megapíxeles y tarda entre 1 y 2 minutos por elemento escaneado. Se trata de un sistema abierto. (36)

Kavo Everest Scan II : Se trata de un escáner cerrado de luz estructurada blanca con proyección de bandas. Lo fabrica Breuckman (Meersburg, Alemania), que afirma que tiene una exactitud de 10 μm .

Lava™ Scan ST: Se trata de un escáner de luz estructurada blanca que comercializa la casa 3M ESPE (Minnesota, EEUU), cuyo fabricante original es Steinbichler (Neubeuern, Germany). El nombre original del modelo es Steinbichler Scan ST (antes Comet XS).

Maestro 3D: Este escáner también es de luz estructurada y abierto. Según el fabricante (Maestro Solutions, Hyderabad, India), tiene una exactitud de 10 μm . Se comercializa por Age Solutions y Simple3Dent.

ReVeng Dental: Se trata de un escáner abierto con una exactitud de 5 μm y una precisión de 2 μm , según el fabricante. Es fabricado por Open Technologies (Brescia, Italia) y lo comercializa Iddentic.

Scan-Fit: Es igualmente un escáner abierto, comercializado por GT-Medical.

Scansystem DentalVision : Es un escáner abierto que tiene una exactitud de 10 μm y una resolución de entre 20 y 30 μm , según el fabricante. Lo comercializa Sweden & Martina.(37, 38)

Sirona inEos Blue: Se trata de un escáner abierto de luz estructurada azul comercializado por Sirona (Salzburgo, Austria). Mehl y cols realizaron un estudio en el que afirmaban que tiene una exactitud de 19 μm ⁸³.

Smart Optics Activity 101: Se trata de un escáner abierto de proyección de franjas de luz estructurada blanca. La cámara sensora se sitúa en un lateral y analiza la deformación de las franjas de luz en el modelo mientras el soporte del mismo lo mueve para poderlo captar desde distintos ángulos. También se conoce como Smart Optics 850.

Solutionix Rexcan DS2 : Este escáner comercializado por Solutionix (Seúl, Corea del Sur), posee una exactitud de 10 μm , según el fabricante. En España lo comercializan Sariki Metrología y MeditDental. (39)

ZirkonZahn S600 : Este escáner utiliza la tecnología de la luz estructurada blanca en franjas y posee una exactitud, según el fabricante, que es Polygon Company, de 10 μm .

Zfx Evolution : Zfx Evolution es un escáner de luz estructurada verde que tiene una exactitud de 9 μm según el fabricante. Lo fabrica y comercializa la casa Zfx (Dachau, Alemania).

Escáneres de luz láser

Estos escáneres funcionan proyectando un punto de luz sobre el modelo y registrando la posición de cada punto mediante una cámara, para así poder calcular por triangulación la altura a la que se sitúan cada uno de los puntos correspondientes a la superficie del modelo. Para ahorrar tiempo, en realidad lo que se proyecta es un haz de luz láser, no sólo un punto. Al recorrer la superficie del objeto, se reconstruye la morfología dimensional del modelo a partir de la integración y ordenación de los puntos registrados en las tres dimensiones del espacio. Estos escáneres producen menos reflejos en la superficie que los de luz estructurada. (31, 40)

A continuación se describen brevemente algunas de las características básicas de los escáneres láser más relevantes del mercado actual:

3Shape: Consta de dos cámaras de 1.3 Megapíxeles y un sistema de movimiento del modelo en tres ejes, que le permite realizar movimientos de rotación y traslación del mismo, pudiendo así escanear 350° de una esfera. El fabricante (3Shape, Copenhague, Dinamarca), asegura que posee una exactitud de 20 µm. Es considerado un escáner de captación rápida, se calcula que tarda unos 5 minutos en escanear un modelo dental completo.

Se trata probablemente de la firma de escáneres más vendida actualmente en Europa. Existen las series D500, D600, D700 y D800. Además de comercializarse directamente por 3Shape, también se comercializa por Wieland Zeno y por Bien Air. Es un sistema de archivos cerrados, lo que significa que los archivos digitales tienen un formato STL encriptado, pudiéndose utilizar posteriormente para diseñar y mecanizar los trabajos con sistemas que sean específicamente determinados por 3Shape.

El software correspondiente permite realizar rehabilitaciones como: coronas individuales, puentes de 2 a 14 dientes, coronas telescópicas, estructuras para prótesis mixta, carillas, incrustaciones, coronas sobre implantes, pilares de implantes, encerados, estructuras de prótesis removibles híbridas, barras para sobredentaduras, férulas de descarga y para cirugía guiada, modelos estereolitográficos, aparatología ortodóncica e incrustaciones.

Para la obtención de modelos digitales del presente estudio fue empleado el modelo D700 de 3Shape® junto con un software complementario de digitalización de impresiones.

Cyno Prod i.3.5: Es un escáner láser abierto cuya exactitud, según el fabricante es de 20 µm y cuya resolución es de 30 µm. Fabricado por Numeq Inc (Quebec, Canada).

Openscan 100: Es un escáner láser, de tipo abierto fabricado por LaserDenta (Berghein, Alemania). Tiene una exactitud de 20 μm según el fabricante. Se comercializa directamente por Laserdenta y por Centraldental, Italor y Cardent International Inc.

Orapix 3D Scanner: Es un escáner láser abierto fabricado por la compañía Orapix (Seúl, Corea del Sur). Posee según el fabricante una exactitud de 20 μm y tarda un tiempo máximo de 7 minutos en escanear una arcada entera.

Shape Grabber Ai210D: Shape Grabber (Ottawa, Canada) comercializa este escáner láser llamado Ai210D 3D Dental Laser Scanner y afirma que posee una exactitud de 40 μm .

Zeno Scan S100: Este es un escáner de triangulación láser comercializado por Wieland (Pforzheim, Alemania), bajo su marca de CAD/CAM Zeno. El fabricante es Dental Wings (Montreal, Canadá), que le da el nombre de Dental Wings 5Series. También lo distribuyen Zahn Dental y Henry Schein. Se trata de un sistema de arquitectura abierta. El error máximo, según el fabricante, para el Zeno® Scan S100 es de 20 μm para un diente y de 50 μm para una arcada completa.

1.3.2.- ESCÁNERES INTRAORALES

Los escáneres intraorales son dispositivos que permiten realizar una captura óptica directa de las superficies del medio oral, así como de las preparaciones dentarias. Durante los últimos años, ha existido un rápido crecimiento por parte de la industria en el diseño y comercialización de este tipo de dispositivos.

La tecnología óptica de estos dispositivos emplea una serie de cámaras incorporadas en un cabezal que se introducen en la boca del paciente para captar una serie de imágenes, que una vez procesadas mediante un software específico, permite presentar el modelo tridimensional virtual a través de una pantalla electrónica.

En general los escáneres intraorales se pueden dividir en dos tipos. El primero se compone por los escáneres que captan imágenes individuales de la dentición, como iTero, E4D y TRIOS. TRIOS graba imágenes a tal velocidad que es funcionalmente un escáner capaz de captar múltiples imágenes. En una sola imagen son captados aproximadamente tres dientes. Para registrar áreas más amplias de la dentición, se toman una serie de imágenes individuales que el programa de software ensambla en un modelo virtual en tres dimensiones.

El segundo tipo de escáner óptico o cámara intraoral son los nuevos escáneres de video. Lava C.O.S fue el primer escáner óptico de este tipo que apareció en el mercado. La última versión del mismo se llama True Definition. Estos escáneres

ópticos funcionan igual que cualquier cámara de video en la que se graba según se produce el movimiento de la misma alrededor de la dentición.

A continuación se exponen los escáneres intraorales más representativos y se describen algunas de las características técnicas de los mismos:

CEREC (Sirona® Dental Systems; Bensheim, Germany): Fue primero en aparecer en la década de los 80, siendo el sistema que sentó las bases para el futuro desarrollo de los demás escáneres. Este sistema está específicamente desarrollado para integrar todos los pasos del proceso CAD/CAM en la clínica dental. Los procesos de diseño y fresado es posible realizarlos en un periodo corto de tiempo, permitiendo terminar la restauración en una sola cita, lo que resulta en mayor eficiencia y conveniencia tanto para el clínico como para el paciente. Los sistemas CEREC han evolucionado introduciendo distintas versiones de los dispositivos en el mercado a lo largo del tiempo como CEREC 1, CEREC 2, CEREC BlueCam y actualmente se ha desarrollado CEREC Omnicam que ha aportado numerosas ventajas frente a los anteriores, entre las que destacan la sencillez y velocidad, además no necesita el empleo de polvo.(41)

E4Dentist (D4D®): Se introdujo a principios del 2008, al igual que CEREC, es posible combinar su empleo en clínica junto con la unidad de fresado. Las ventajas son que no requiere polvo para escanear impresiones o preparaciones dentales y la facilidad del uso del software de diseño de restauraciones.

iTero (Cadent®): Fue introducido a principios de 2007. Este dispositivo se basa en una tecnología de “paralelismo confocal”; como los microscopios confocales, que presentan ventajas con respecto a otros microscopios ya que desechan la información desenfocada y tiene la habilidad de controlar la profundidad de campo. Las ventajas del sistema son que no necesita polvo para que refleje la luz, es capaz de registrar todas las estructuras orales, la secuencia de escaneado es indicada al operador por el propio ordenador. Después de haber terminado todos los escaneos requeridos, el modelo digital es presentado en el monitor, que junto a la orden de laboratorio, es posible enviar por internet.

TRIOS (3Shape®): Es el escáner desarrollado por 3Shape. Se basa en la tecnología Ultrafast Optical Sectioning™ captura más de 3000 imágenes bidimensionales por segundo, siendo 100 veces más rápida que las cámaras de vídeo convencionales. Las ventajas de este sistema son la captación de imágenes a gran velocidad sin usar polvo y con gran libertad de movimientos ya que no es imprescindible mantener distancias cortas o angulaciones específicas.(42)

Zfx Intrascan (MHT technologies®): La idea del sistema es que sea lo más portátil posible, con un Hardware ligero que se adapte a cualquier ordenador. Se basa en un tecnología de laser confocal paralela en tres dimensiones, con una distancia de trabajo es 18mm. Es capaz de tomar 18 imágenes por segundo, sin

usar ningún polvo auxiliar. Sus principales ventajas son la portabilidad y la sencillez a la hora de manejar el software; además los archivos digitales obtenidos son libres, es decir, que no precisan de sistemas específicos de uso restringido para descodificarlos.(43)

Lava C.O.S. (3M® ESPE): “Lava Chairside Oral Scanner” de 3M ESPE (St Paul, MN) es un método que utiliza un muestreo activo (óptico) mediante frentes de onda que permiten una captación tridimensional en movimiento. Captura 20 imágenes por segundo a velocidad de vídeo, y toma aproximadamente 21 millones de datos por arcada. Captura los datos en una secuencia de vídeo en movimiento y modela los datos a tiempo real, lo que permite visualizar el modelo de forma simultánea al escaneado. Se compone de una pantalla táctil que facilita su manejo, sin embargo requiere el empleo de polvo de óxido de titanio.(44)

Ventajas e inconvenientes de los escáneres intraorales.

La técnica de impresión digital directa o intraoral permite omitir algunos de los inconvenientes asociados a técnicas de impresión convencionales, como los cambios volumétricos de los materiales de impresión y escayola, la aparición de poros durante el vaciado, e incluso el almacenamiento excesivo, pérdida, distorsión o fractura de los materiales de impresión y modelos de escayola. Además, el operador obtiene un feedback inmediato, que permite analizar la preparación desde diferentes ángulos y con una gran magnificación. La aceptación y comodidad se ven incrementados por parte del paciente, además ofrece la posibilidad de previsualización de las preparaciones.

Uno de los principales inconvenientes del empleo de escáneres intraorales es la incapacidad de registrar superficies que se encuentran fuera del alcance o incidencia de la luz emitida por éstos. En consecuencia, se obtienen modelos digitales con ausencias de información sobre la morfología de estas zonas. Son áreas de difícil registro algunas como: márgenes de preparaciones protésicas, zonas subgingivales, profundas, cóncavas o ángulos agudos.

Otro de los principales inconvenientes son la distorsión, ruido o artefactos digitales, que afectan a la morfología de los modelos digitales como consecuencia de la incidencia de la luz del escáner sobre superficies brillantes, húmedas, oscuras, transparentes o metálicas, como zonas con saliva, sangre o líquido crevicular. Además de mantener un campo seco, la solución propuesta por algunos sistemas; a fin de disminuir la reflexión de la luz emitida por los escáneres es la aplicación de una fina capa polvo de óxido de titanio o aerosoles micropigmentados sobre las superficies a registrar. Por otra parte, existe controversia sobre la posibilidad de que las partículas de polvo sean captadas e

integradas en los registros digitales modificando las dimensiones volumétricas de los mismos.

A pesar de que la aceptación y familiarización con los escáneres introrales por parte del clínico es muy rápida; es evidente que se necesita un aprendizaje específico previo a su uso y, la inversión económica inicial para la adquisición de los dispositivos de escaneado es muy elevada por parte del clínico.

CONCEPTOS DE EXACTITUD Y PRECISIÓN

Puesto que son relevantes para la interpretación de este estudio, es importante aclarar la diferencia entre los conceptos que implican los términos “exactitud” y “precisión”, que muy a menudo son empleados indistintamente.

1.4.1- Exactitud

Los datos sobre la exactitud aportan información sobre la cercanía de cada medición obtenida respecto al valor considerado como más certero, o más acorde a la realidad dimensional del objeto estudiado (45).



1.4.2.- Precisión

La precisión describe la dispersión o cercanía existente entre el conjunto de valores sobre las mediciones realizadas a un mismo objeto (45).



JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

2.1.- JUSTIFICACIÓN

La confección de prótesis fija bucal es una de las indicaciones de mayor requerimiento de exactitud en las impresiones, ya que el éxito de las restauraciones protésicas depende, en gran parte, de la calidad de los modelos sobre los que se diseñan o/y fabrican las restauraciones. Para la confección de prótesis fija es imprescindible que los modelos registren de forma óptima los márgenes de la preparación, además del contorno de la estructura dental más cervical al margen de la preparación. Así mismo, la adaptación de una restauración rígida a un substrato rígido de la cavidad oral supone una de las situaciones más conflictivas, ya que en esta situación no hay posibilidad de deformación de ninguna estructura para compensar los errores de ajuste.

El desarrollo de técnicas controladas por ordenador para la odontología restauradora tiene como objetivo de mejorar la calidad de los materiales y al mismo tiempo disminuir los costes de producción, al simplificar el método y reducir el tiempo empleado. No obstante, el uso de la tecnología informática sólo es justificable con la condición de que se puedan mejorar o, como mínimo, alcanzar las características reconocidas de calidad clínica de los materiales de las reconstrucciones odontológicas tradicionales.

Independientemente de la metodología empleada, la confección de restauraciones protésicas consiste en un proceso en cadena, que está sujeto a la introducción de imprecisiones de carácter sumatorio en cada una de dichas fases. Así mismo es razonable esperar que la disminución del número de fases pueda suponer una optimización del proceso, como consecuencia de la eliminación de errores potenciales asociados a cada fase. Sin embargo, esto no implica necesariamente un aumento en la exactitud del producto final.

El método de escaneado extraoral de registros elastoméricos obtenidos mediante técnicas de impresión convencionales, permite obtener modelos virtuales partir de los que es posible diseñar y confeccionar digitalmente restauraciones protésicas. Esta técnica se puede considerar una sencilla introducción al mundo digital, que no requiere de grandes cambios o inversiones por parte del clínico.

La digitalización de impresiones elastoméricas (previo vaciado), supone **eliminar la fase de fabricación de modelos** físicos de escayola. Este método, frente a otros, no requiere de los materiales, espacio y tiempo asociados a la fabricación, transporte y almacenamiento de modelos de escayola. En consecuencia, tampoco está sometido a las alteraciones dimensionales que se pudiesen producir como consecuencia de la expansión higroscópica de la escayola, o de la presencia de poros en la superficie de los modelos. Mediante dicha técnica, al prescindir del proceso que supone la fabricación de un modelo físico, se espera optimizar la

calidad de los modelos digitales y, en consecuencia del producto final protésico obtenido.

Los escáneres que emplean la tecnología óptica, son incapaces de registrar superficies que se encuentran fuera del alcance o incidencia de la luz emitida por éstos. Los márgenes **de preparaciones infragingivales, y áreas más cervicales** son precisamente, zonas consideradas críticas para su registro mediante las técnicas de escaneo intraoral, y extraoral a partir de modelos de escayola. Sin embargo, la **morfología de los registros elastoméricos facilita la incidencia de la luz de los escáneres** precisamente en dichas zonas, por lo que este método no implica la misma problemática.

Uno de los principales inconvenientes de los escáneres de tipo óptico es la distorsión que puede producirse como consecuencia de la incidencia de la luz emitida sobre superficies brillantes, húmedas, oscuras, transparentes o metálicas. Esta distorsión puede dar lugar a errores en cuanto a la interpretación de las dimensiones reales del objeto registrado.

El método de digitalización de materiales elastoméricos, por tratarse de un método de captación indirecta, no asume, en la misma magnitud, el potencial de imprecisiones producidas por los materiales metálicos, brillantes o fluidos presentes en el medio oral. Sin embargo, la calidad de los modelos digitales puede verse afectada por la morfología de los materiales elastoméricos y las características superficiales, como el color o el brillo de los mismos. Ante este inconveniente, la solución propuesta por algunos sistemas es la aplicación de una capa de polvo matificador sobre la superficie del objeto a escanear. Por otro lado, existe controversia de que dicha superficie pueda alterar la morfología dimensional del registro digital.

En el mercado actual encontramos nuevos **materiales de impresión elastoméricos específicamente diseñados para optimizar la digitalización de los mismos**, sin embargo, por el momento, no han sido hallados estudios en la literatura que comparen la calidad de los modelos digitales obtenidos a partir del escaneo de elastómeros convencionales, frente a elastómeros específicamente diseñados para este fin.

El material de impresión empleado en este estudio es un nuevo elastómero desarrollado a base de (PVE) Polivinil Siloxan-éter. Consiste en una combinación de vinilpolisiloxano con poliéter, permitiendo la combinación de las propiedades de los dos materiales de impresión elastoméricos de elección para la confección de prótesis fija.

Los poliéteres destacan por su excelente fluidez y precisión, incluso en condiciones de humedad intraorales, por otra parte las siliconas de adición ofrecen una

elasticidad óptima, propiedad que facilita que la impresión puede ser fácilmente retirada de la boca del paciente.

2.2.- OBJETIVOS

El objetivo general de este estudio es determinar si el uso de una silicona específicamente formulada para ser “escaneada” supone la obtención de un mejor registro digital frente al obtenido mediante una silicona de formulación estándar.

Se proponen los siguientes objetivos de estudio específicos:

- 1) Determinar la **exactitud**, expresada en micras, de los escaneados extraorales obtenidos a partir de una probeta parametrizada, mediante el uso de dos materiales de impresión (escaneable vs. no escaneable).
- 2) Determinar la **precisión**, expresada en micras, de los escaneados extraorales obtenidos a partir de una probeta parametrizada, mediante el uso de dos materiales de impresión (escaneable vs. no escaneable).
- 3) Comparar los resultados de **exactitud**, expresada en micras, **en distintas zonas** de la probeta escaneada y comparar los resultados en función del tipo de silicona (escaneable vs. no escaneable).

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO

Teniendo en cuenta los objetivos fijados en el apartado anterior se proponen las siguientes hipótesis nulas de trabajo:

1. H01: No existen diferencias estadísticamente significativas entre la **exactitud** de los escaneados extraorales obtenidos a partir de una probeta parametrizada, mediante el uso de un tipo de **elastómero clásico**, frente a los escaneados obtenidos a partir de un tipo de **elastómero específicamente diseñado para optimizar su escaneado**.
2. H02: No existen diferencias estadísticamente significativas entre la **precisión** de los escaneados obtenidos a partir de una probeta parametrizada, mediante el uso de un tipo de **elastómero clásico**, frente a los obtenidos a partir de un tipo de **elastómero específicamente diseñado para ser escaneable**.
3. H03: No existen diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la **exactitud en distintas zonas de los modelos digitales** obtenidos a partir de la digitalización de **elastómeros de formulación clásica**, frente a la obtenida, en esas mismas zonas, a partir del escaneado de **elastómeros especialmente escaneables**.

4. MATERIAL Y MÉTODO

4.1 PROBETA

Para la realización de este estudio in-vitro, se confeccionó una probeta parametrizada con una morfología similar a la preparación para una corona de recubrimiento total de un premolar superior.

La probeta se diseñó mediante el programa Rhinoceros® 4.0 SR, utilizado en diseño CAD, siguiendo las siguientes directrices para que se ajustara a las necesidades del estudio:

- Hombro redondeado de 0.6 mm de radio en todo el contorno
- 5° de convergencia oclusal.
- 5 mm de altura desde el hombro hasta la superficie oclusal.
- Canaladura en la superficie oclusal de 1.2 mm de diámetro.

A partir de un disco de de polieterecetona (PEEK) (Peek1000 Ketron®, Quadrant AG, Tokio, Japón), la probeta se fresó según su diseño en una fresadora VENTURE VDM 11.4 (Venture S. R. L., Padua, Italia), empleada en centros de fresado en odontología para el mecanizado de distintos materiales CAD-CAM.

El material empleado para la probeta; PEEK; es un material termoplástico parcialmente cristalino, que combina buenas propiedades mecánicas, resistencia a la temperatura y resistencia química. Es un material que se emplea en la industria en general, y en los sectores de alta tecnología como los de la industria aeroespacial, nuclear, química, eléctrica y alimenticia.



Fig.5: Probeta de estudio con una morfología similar a la preparación de un premolar superior para prótesis fija unitaria.

4.2 MODELO DE REFERENCIA DIGITAL

A fin de obtener un archivo CRM “modelo de referencia CAD”, la probeta fue digitalizada empleando un instrumento de palpación mecánica o CMM (Coordinate Measurement Machine o máquina de medición por coordenadas).

Una CMM es un instrumento de medición mecánica o directa que utiliza un puntero o palpador físico mediante el que capta una serie de coordenadas, que envía a un fichero de dibujo. La tecnología que emplea este dispositivo ha demostrado muy altos niveles de precisión y exactitud. A partir del mismo obtuvimos una versión digital fiel de la dimensión real de la probeta o CRM (CAD Reference Model o Modelo de Referencia Digital) en formato paramétrico “IGES”.

La CMM empleada en el estudio es una Global Performance 07-10-07, con número de serie 955, cuyo fabricante es Hexagon Metrology. Este dispositivo se compone de un cabezal tesastar-M, con un sensor SP25, con un vástago de 20 mm de longitud y una sonda (punta palpador) de rubí de 1 mm de diámetro. De acuerdo con la norma ISO 10360-2, las mediciones realizadas con la CMM empleada para el estudio podrían presentar un error máximo de 1.7 μ . Dicha magnitud se considera prácticamente despreciable para el objetivo de este estudio.



Fig.6.: Máquina de medición por coordenadas o CMM, empleada para crear los modelos de referencia del estudio.

4.3 MATERIALES DE IMPRESIÓN CONVENCIONAL

El sistema de materiales de impresión utilizado en el presente estudio se compone de los productos Identium®, e Identium Scan® (Kettenbach GmbH & Co. KG). Estos materiales de impresión son elastómeros de polimerización por adición con composición de vinilpolisiloxano y poliéter (Vinylsiloxanether®) con ISO 4823.

El empleo de este producto, en combinación de las consistencias fluida y pesada, está específicamente indicado para la confección de coronas, puentes, inlays, onlays y carillas mediante técnicas de impresión de un solo paso o doble mezcla.

Se consideraron dos grupos en función de la versión de material de impresión:

- Para las muestras del primer grupo se empleó la **versión clásica o convencional** del producto **Identium®**.
- Para el segundo grupo se empleó **Identium Scan® (versión escaneable)**. Según indicaciones del fabricante; los productos de impresión Identium Scan® están optimizados para facilitar el registro óptico en el proceso CAD/CAM con sistemas de escáner láser y sin necesidad de vaciado, ni empleo de matificadores de superficie.

La composición de los materiales de ambos grupos no difiere, sin embargo, los productos de la gama Identium Scan® presentan colores más claros y mates, respecto a los de la versión clásica; Identium®.



Fig. 7: Detalle sobre los materiales de impresión comparados: Identium® e Identium Scan® (versión escaneable).

4.4. METODOLOGÍA DE IMPRESIÓN CONVENCIONAL IN VITRO

Mediante un dispositivo similar al empleado en el procedimiento “shark fin test”, fue posible estandarizar la metodología del proceso de impresión in vitro, siendo necesario aplicar algunas modificaciones al diseño para adaptarlo al presente estudio. (46)

El dispositivo empleado se compone de una base circular y dos cilindros concéntricos metálicos. En un extremo del cilindro interno, es posible acoplar distintas piezas que simulan cubetas de impresión por disponer de un espacio contenedor de material en el interior de las mismas. El cilindro externo, que funciona como guía y mordaza, se fija a la superficie externa de la base para permitir su estabilización.

Durante el procedimiento de obtención de cada una de las muestras, los materiales de impresión fueron colocados en cada una de las cubetas, que se roscaron al cilindro interno. El cilindro interno se hizo descender mediante un vástago y junto con cada una de las cubetas sobre el modelo maestro fijado a la base.

Para obtener muestras de consistencia homogénea y dosificación equitativa, fueron empleados dispositivos de automezclado. Los materiales de consistencia ligera fueron mezclados mediante la pistola dispensadora Applyfix® 4 DS-50 1:1/2:1.

Los materiales de consistencia pesada fueron dispensados mediante una mezcladora dinámica automatizada (Pentamix™2 Automatic Mixing Unit, 3M ESPE) para bolsas tubulares de 362 ml. (Tabla 1)

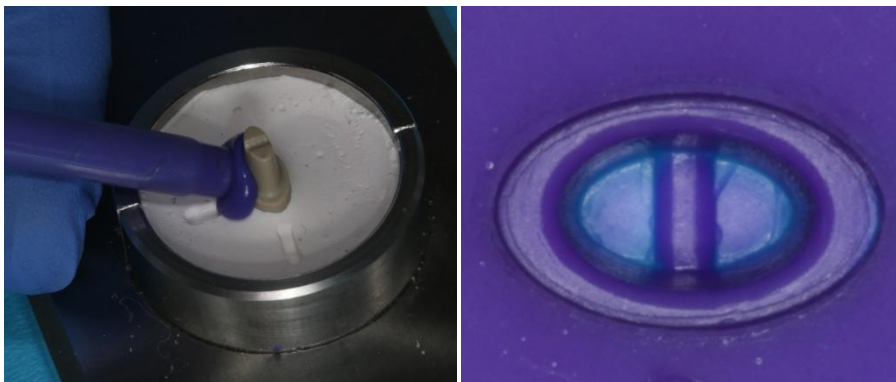


Fig.8.: Obtención de muestras a partir de la técnica de doble mezcla o en un paso.

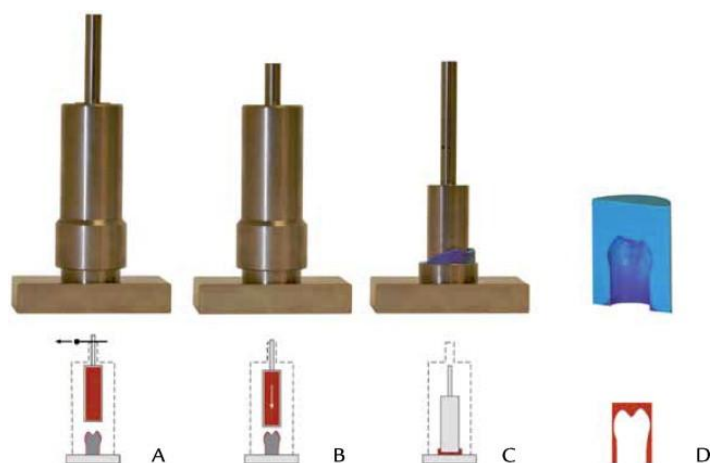


Fig 9: Dispositivo Shark fin test modificado.

Tabla1: Especificaciones técnicas sobre los materiales de impresión empleados.

Nombre del producto	del	ISO 4823	Consistencia mm	Relación de mezcla y volumen total por unidad	Técnica de mezcla	Elemento de mezcla
Identium® Heavy	CLAS	Tipo 1, Heavy-bodied	32	Bolsa tubular 5:1 362 ml	Pentamix™2 Automatic Mixing Unit, 3M ESPE	Mezcladora dinámica
	ESC					
Identium® Light	CLAS	Tipo 3, Light-bodied	42	Cartucho 1:1 50 ml	Pistola dispensadora Applyfix® 4 DS-50 1:1/2:1	Boquilla mezcladora amarilla MBø4.2 mm
	ESC					

Todas las impresiones se obtuvieron bajo condiciones de temperatura de 23°C y humedad controlada. Los tiempos de trabajo, manipulación y fraguado aconsejados por el fabricante fueron respetados, habiendo sido previamente ajustados a la temperatura.

El fabricante de los materiales de impresión aconseja que el tiempo de trabajo a 23°C, no supere los 120 segundos.

Para todos los casos del presente estudio, el lapso de tiempo que transcurrió desde el inicio de la mezcla hasta la colocación de cada una de las cubetas sobre la probeta fue de 90 segundos.

Nombre del producto	Tiempo total de manipulación a 23°C / 74°F ≤*
Identium® e Identium Scan®	120 segundos

Tabla 2: Tiempo total de manipulación

Según del fabricante, el tiempo de polimerización del material durante la permanencia en el medio oral (aprox. 35°C) debe ser menor de 210 segundos.

Los tiempos de polimerización para los materiales de impresión son dependientes de la temperatura. Se ha demostrado que para una polimerización adecuada de los materiales, a una temperatura ambiente de 23°C, se deben aumentar 3 veces los tiempos de fraguado a temperatura simulada intraoral. De lo anterior se consideró que el lapso de tiempo desde la colocación de la cubeta sobre la probeta hasta la retirada de la misma, debía superar los 630 segundos. Para estandarizar el proceso se establecieron 750 segundos para todas las muestras del presente estudio. (47)

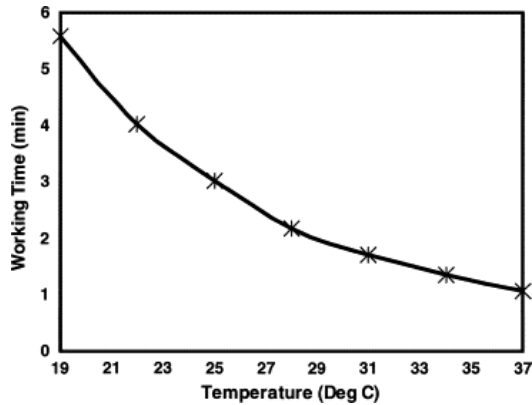


Figura:

Nombre del producto	Tiempo de permanencia en la boca a 35°C/ 95°F ≥	Tiempo de toma de impresión 23°C / 74°F ≤*
Identium®e Identium Scan®	210 segundos	630 segundos

Tabla 3: Tiempo de permanencia en boca

Se establecieron dos grupos en función del material de impresión empleado para cada muestra:

- **El grupo (IDE) correspondiente a las muestras obtenidas mediante el empleo de Identium® (Kettenbach GmbH, Eschenburg, Germany).**
- **El grupo (ESC) correspondiente a las muestras obtenidas mediante el empleo de IdentiumScan® (Kettenbach GmbH, Eschenburg, Germany).**

Se realizaron un total de 40 impresiones; con 20 muestras de cada grupo y se procedió a la inspección de cada una de ellas mediante unas lentes de magnificación $\times 2.7$ (starVision SV1; starMed GbR, Munich, Germany).

Se consideró oportuno desechar 2 muestras del grupo (ESC) por presentar poros en la superficie del material creados durante la manipulación del mismo.

Finalmente se consideraron 38 muestras de estudio; de los grupos IDE (n=20) y ESC (n=18).

4.5. ESCANEADO DE IMPRESIONES

24 horas después de la obtención de las 38 muestras fueron escaneadas individualmente.

El escáner empleado fue el dispositivo D700 de 3shape® comercializado por la casa Phibo®. Es un escáner de tipo láser, que funciona proyectando un haz de luz sobre el modelo para calcular, por triangulación, la altura a la que se sitúa cada punto. De modo que, al recorrer la superficie del objeto se reconstruye su forma tridimensional en formato digital. Este escáner consta de dos cámaras de 1.3 Megapíxeles y un sistema de movimiento del objeto escaneado en tres ejes que le permite realizar movimientos de rotación y traslación del mismo, pudiendo escanear así 350° de una esfera con un error máximo de 20 µm.

La tecnología que emplean la mayor parte de los escáneres extraorales comercializados actualmente, no tienen la capacidad suficiente para incidir eficazmente sobre la totalidad de la superficie de las impresiones. La captación óptica se hace especialmente en las áreas más profundas de dichos registros. Para optimizar la captación de las muestras del presente estudio se empleó un software complementario específicamente desarrollado y exclusivo para el escáner D700 de 3shape.



Fig.10: Escáner extraoral D700® (3Shape, Copenhague, Dinamarca),

4.6. ANÁLISIS DE ARCHIVOS DIGITALES

El conjunto de datos obtenidos a partir del escaneado de cada muestra, fue procesado, descriptado almacenado en formato digital “.stl” (Standard Triangulation Language). Los archivos STL obtenidos a partir de escáneres; se basan en “mallas de puntos” que contienen información de cada punto registrado, integrado y ordenado en forma de coordenadas.

El objetivo específico de la metodología es estudiar la distancia existente desde la “malla de puntos” de los archivos STL, a la superficie del CRM (archivo obtenido a partir del instrumento de medición mecánica de alta precisión y exactitud).

ANALISIS GLOBAL

Mediante el programa informático GeomagicStudio (Geomagic Inc., Research Triangle Park, NC) se realizó la alineación y superposición digital tridimensional de cada STL con el MRC, mediante un procedimiento (algoritmo) matemático llamado Best-fit alignment; que incluye el mismo software y, que permite que ambos archivos queden relacionados entre sí de la mejor manera posible.

El objetivo específico de la metodología consiste en estudiar la distancia de la malla de puntos de cada STL a la superficie del MRC. El software de análisis 3D GeomagicQualify (Geomagic Inc., Research Triangle Park, NC) permitió calcular la magnitud de dicha discrepancia en la totalidad de cada una de las muestras.

A los valores de la discrepancia de los puntos del STL que quedaron por fuera de la superficie del MRC se les asignó signo positivo y, a los que quedaron por dentro les fueron asignados signo negativo.

ANALISIS POR ZONAS

Además de hallar las discrepancias de forma global, se consideró relevante realizar un estudio individualizado de determinadas zonas de cada muestra. Para ello se realizó un corte virtual en sentido sagital vestibulo-lingual de cada uno de los archivos superpuestos.

La morfología propia de la probeta permitió estudiar la variación de la discrepancia en distintas localizaciones en el corte sagital.

A continuación se indica la localización espacial de cada uno de los puntos numerados del 1 al 11 en orden consecutivo y su asociación con sus respectivos especulares (izquierdos con derechos). También se muestra la asociación de los mismos en función del tipo de morfología de la probeta a la que reproducen: cantos externos, paredes axiales, zonas cóncavas del margen o concavidad oclusal.

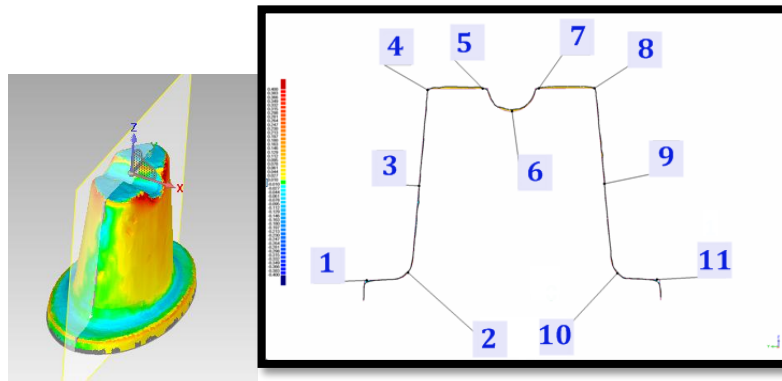


Fig. 11: Corte sagital para el estudio de la discrepancia por zonas.

TIPO DE MORFOLOGÍA	ZONAS DE MEDICIÓN DE DISCREPANCIAS	PUNTOS	
		Izquierdo	Derecho
Cantos externos	Convexidad marginal	1	11
	Convexidad ocluso-axial	5	7
	Convexidad de acanaladura oclusal	4	8
Paredes axiales		3	9
Cóncavos del margen		2	10
Concavidad oclusal		6	

Tabla 5: Localización de discrepancias

MAPAS DE COLORES

El mismo software de análisis 3D proporciona un mapa de colores descriptivo en función de una escala de colores de cada comparativa. Este recurso gráfico representativo es muy útil para comprender la magnitud y signo de la discrepancia entre el CRM y cada STL.

El color verde representa las zonas donde dicha discrepancia estuvo entre $-10\ \mu\text{m}$ y $+10\ \mu\text{m}$, es decir donde el ajuste se considera casi perfecto. Los colores fríos (hacia el azul) indican que el STL se situó por dentro del MRC y los cálidos (hacia el amarillo o el rojo) indican que en esas zonas el STL estuvo por fuera del MRC.

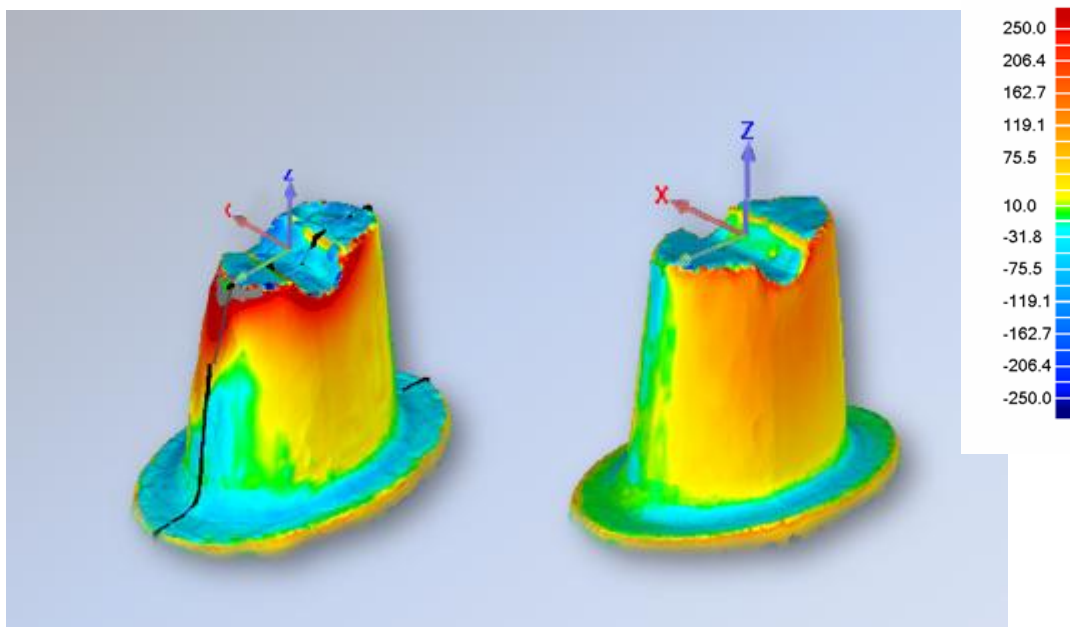


Fig.12: Vista tridimensional de la superposición de dos muestras con mapa de color en función de los valores de discrepancia.

4.7. VARIABLES ESTUDIADAS

VARIABLE INDEPENDIENTE

Tipo de material de impresión

En el presente trabajo, se estableció que la **variable independiente** fuese el **tipo de material de impresión** empleado para cada muestra; pudiendo pertenecer al grupo **(IDE)**, o al grupo **(ESC)**.

VARIABLES DEPENDIENTES

Exactitud (Discrepancia total media)

La discrepancia promedio fue la distancia media de cada punto de la malla del STL al MRC. Es un dato general de toda la superficie del modelo, que ignora si la discrepancia tenía signo positivo (el punto del STL estaba por fuera del MRC). Los valores de esta variable se calcularon a partir del promedio de las discrepancias externas e internas medias.

Precisión (Desviación estándar de discrepancias)

Indica la dispersión de las discrepancias entre STL y MRC respecto al promedio. Una elevada precisión; implicaría que el conjunto de discrepancias obtenidas entre STL y MCR son similares dentro de cada grupo.

Discrepancia externa media

Es el promedio de desviación de todos los puntos del STL que quedaron por fuera del MRC.

Discrepancia interna media

Es el promedio de desviación de todos los puntos del STL que quedaron por dentro del MRC.

4.8. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El tamaño muestral total considerado fue de **n=38; con 20 muestras correspondientes al grupo IDE y 18 muestras correspondientes al grupo ESC.**

Con los datos obtenidos, empleando el Software SPSS Statistical 19.0 para MAC (IBM company, USA) se obtuvo en primer lugar, una estadística descriptiva de cada grupo de cada una de las variables dependientes estudiadas. Para las zonas de los cortes, se estudiaron estas variables tanto con su signo, como en valor absoluto.

Posteriormente se realizó la estadística inferencial a fin de establecer si existían diferencias estadísticamente significativas entre los grupos para cada una de las variables estudiadas.

En primer lugar se realizaron pruebas de normalidad (Kolmogorov-Smirnov) y, una vez obtenidos los resultados de dicho test se procedió a la realización de las correspondientes paramétricas o no-paramétricas.

Para las variables del estudio global de la discrepancia fueron aplicadas pruebas de Mann Whitney por no cumplir criterios de normalidad.

Para las variables del estudio de la discrepancia por zonas fueron aplicados Test T-de Student para variables independientes.

Todas las pruebas estadísticas se realizaron con un **nivel de significación del 95%.**

5. RESULTADOS

5.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

ESTUDIO GLOBAL DEL GRUPO IDE

Grupo	Muestra	D. Externa Máxima	D. Interna Máxima	D. Interna Media	D. Externa Media	Desviación Estándar
IDE	1	383,9	-385,2	64,2	-28,1	57,6
IDE	2	385,2	-315	62,3	-28	60,2
IDE	3	384,6	-382,5	60,9	-25,6	58,1
IDE	4	347,8	-337,6	58,8	-30,9	56
IDE	5	385,2	-316	58	-25,5	54,9
IDE	6	384,9	-378,4	80,3	-37,9	79,1
IDE	7	374,1	-171,7	59,4	-27	56,8
IDE	8	373,7	-200,4	52	-27,4	52,8
IDE	9	380,9	-252,9	62,7	-16,3	63,5
IDE	10	384,2	-266,9	56,1	-26,4	57
IDE	11	383,2	-346,3	78,9	-40	83,7
IDE	12	385,2	-349,5	69,5	-39,7	76,2
IDE	13	385,1	-292,5	70,4	-37	74,8
IDE	14	373,1	-193,6	59,5	-30,3	55,5
IDE	15	385,2	-382,9	91,6	-51,7	93,6
IDE	16	385,1	-332,8	80,2	-31,1	73
IDE	17	385,1	-306,3	60,5	-30,9	57,9
IDE	18	385,2	-365,5	119,7	-50,3	117,7
IDE	19	383,8	-306,5	58,1	-23,2	53
IDE	20	385,2	-383,9	122,2	-71,4	104,4
PROMEDIO		381,035	-313,32	71,265	-33,935	69,29

ESTUDIO POR ZONAS DEL GRUPO IDE

Grupo	Muestra	ZONAS											
		D.1	D.2	D.3	D.4	D.5	D.6	D.7	D.8	D.9	D.10	D.11	D.12
IDE	1	54,8	-6	-9,5	-80,3	65,8	-40,9	96,1	-52,8	12,7	-11,8	54,4	54,8
IDE	2	52,1	-20,9	-12,3	-87	-62,2	-49	113,8	-24,4	-8,3	-4,2	51,8	52,1
IDE	3	55,1	-24,5	-31,8	-6,5	6	41,5	90,6	72,2	2,7	-28,6	44,8	55,1
IDE	4	44,9	-17,7	-3,4	69	52,3	-25,4	76,3	-95,9	7,1	4,3	55,5	44,9
IDE	5	26,5	-23	-23,7	-66	-34,9	-44,6	97	-24,2	-15,5	2	56,3	26,5
IDE	6	43,1	-12,6	-36,3	79	115,5	-55,9	1,4	109,2	11,3	-35,4	29,5	43,1
IDE	7	59,7	-10,6	-20	47,8	110,6	-66,7	63,5	-27,8	-29,5	-21,7	74,1	59,7
IDE	8	26,9	1,4	-24,6	-90,7	116,7	-40,8	38,9	-42,3	-57,5	-4,9	29,9	26,9
IDE	9	62,8	12,5	0,6	-58	85,8	-2,9	117,2	102,1	9,2	-25,6	63,3	62,8
IDE	10	44,4	-15,2	-38	12,5	13,7	-45,8	108,7	-28,9	-61,7	-29,6	-19,1	44,4
IDE	11	29,8	-13,9	1,2	24	22,8	-59,3	115,7	17,1	102,3	-4,1	78,6	29,8
IDE	12	2,4	-30,1	-8,2	-104,9	77,9	-51,6	106,1	104,3	-35,4	-43,4	23,6	2,4
IDE	13	25,7	-11,7	-39,7	117,3	105,5	-69,9	57,5	-37,4	-37,8	-28,3	-6,1	25,7
IDE	14	22,1	-14,2	22,9	-105,1	103,8	-59,1	23,4	-14,1	-22,6	-6,5	65,3	22,1
IDE	15	49,2	-23,7	5,1	117,1	77,4	-86	89,9	114,1	-13	-6,1	-2	49,2
IDE	16	37,7	-10,4	20,2	-84,8	114,8	-55,3	11	-59,4	-27,6	-25	47	37,7
IDE	17	38,1	-23,6	-9,3	-26,6	105,7	-58,6	-22,5	-52,1	-9,1	-17,2	51,3	38,1
IDE	18	38,6	-46,9	105,4	110,3	62,9	-67,3	73,5	-79,7	111,3	-94,8	-39,9	38,6
IDE	19	62	1,7	-27,6	-6,9	45,6	-40,7	106,3	26,1	-12,6	7,9	41,1	62
IDE	20	53,4	-30,2	72	100,5	-39,1	-101,1	-92	104,2	47,2	-17,5	-48,6	53,4
PROMEDIO		41,46	15,98	-2,85	1,965	57,33	-48,97	63,62	5,515	-1,34	19,52	32,54	41,465

ESTUDIO GLOBAL DEL GRUPO ESC

Grupo	Muestra	D. Externa Máxima	D. Interna Máxima	D. Interna Media	D. Externa Media	Desviación Estándar
ESC	1	349,8	-201,6	60,6	-23,4	52,8
ESC	2	370,6	-265,6	66	-26	56,9
ESC	3	307,3	-212,6	66,9	-27,8	55,7
ESC	4	378,5	-305,7	67,3	-30,2	55,4
ESC	5	383,3	-377,6	64,7	-24,6	56,7
ESC	6	385,2	-230,9	66,5	-29,1	63
ESC	7	382,5	-251	65,6	-25,2	55,3
ESC	8	377,2	-106,6	66,5	-25,9	57
ESC	9	379,1	-315,2	61,8	-22,8	54
ESC	10	383,7	-384,7	72,2	-35,3	61,4
ESC	11	382,8	-95,7	63,6	-24,6	55,8
ESC	12	385,1	-282,4	66,4	-22,4	57,2
ESC	13	384,8	-378,1	68,6	-24	60,2
ESC	14	383,8	-268,9	60	21	53,3
ESC	15	384,6	-105,2	82,7	-15,4	76,6
ESC	16	384,9	-337,1	63,9	-24,8	57,2
ESC	17	384,4	-309,9	68,3	-26	59,1
ESC	18	356	-125,8	61,8	-21,2	52,7
PROMEDIO		374,64	-253,03	66,3	24,97	57,79

ESTUDIO POR ZONAS DEL GRUPO ESC

Grupo	Muestra	ZONAS											
		D.1	D.2	D.3	D.4	D.5	D.6	D.7	D.8	D.9	D.10	D.11	D.12
ESC	1	64,1	-9,8	12,1	-15,8	62,3	-48,3	48,4	19,6	-3	-3,9	26,7	64,1
ESC	2	44,2	-0,5	4,8	102,6	-10,5	-51,6	86,4	1,5	0,8	-4,5	54,9	44,2
ESC	3	57,4	1,1	-6	34,6	3,1	-57,5	60,4	29,1	5,5	6	86,7	57,4
ESC	4	87,5	20,2	-1	92,6	42,9	-53	61,9	86	18,4	-0,4	58	87,5
ESC	5	58,1	1,7	-8,3	14	11,8	-53	61,5	-24,8	-3,3	-9,9	81,8	58,1
ESC	6	51,8	-32,8	11,3	110,4	111,6	-65,3	93,3	97,2	-5,6	-2	41,5	51,8
ESC	7	64,9	-1,4	-4,1	38,6	15	-51,8	96,6	41,7	2,3	-7	60,3	64,9
ESC	8	73,1	-3,6	-8,2	32,4	-0,2	-55,2	91,2	-20,7	7,5	-12,3	44,5	73,1
ESC	9	53,1	3,3	-5,8	25,1	73,5	-46,5	96	6,1	0,9	1,2	73,2	53,1
ESC	10	65,3	7,7	0,6	22,2	-0,6	-65,8	67,4	-16,7	19	-2,8	42,9	65,3
ESC	11	71,2	1,9	-6,4	113,7	-6,6	-51,5	58,7	22,7	2,7	-14,4	47,1	71,2
ESC	12	65,8	0,6	-6,7	39,9	9	-42,5	84,8	17	-0,1	-10,8	31,8	65,8
ESC	13	66	-6,1	-1,1	97,3	-20,2	-51,6	113,2	24,2	-1,7	-6,7	57,8	66
ESC	14	42,2	-2,3	-0,3	40	-12,4	-47,2	38,1	69,7	-8,7	-19,8	47,9	42,2
ESC	15	52,6	13,1	-3,1	61	25,9	-29	82,7	73,6	3	11,1	71,1	52,6
ESC	16	59,7	-5,8	-16,2	95	3,6	-53	78,7	51	4,9	-10,3	54,4	59,7
ESC	17	53,8	-2,8	-12,7	49,5	-1,5	-50,9	34,2	14,9	-4,5	-8,2	22,5	53,8
ESC	18	10,2	-5,4	-16,5	64,2	7,4	-43,2	87,4	-18,9	2,1	-6,5	5,9	10,2
PROMEDIO		57,83	-1,16	-3,75	56,51	17,45	-50,93	74,49	26,28	2,23	-5,62	50,5	57,83

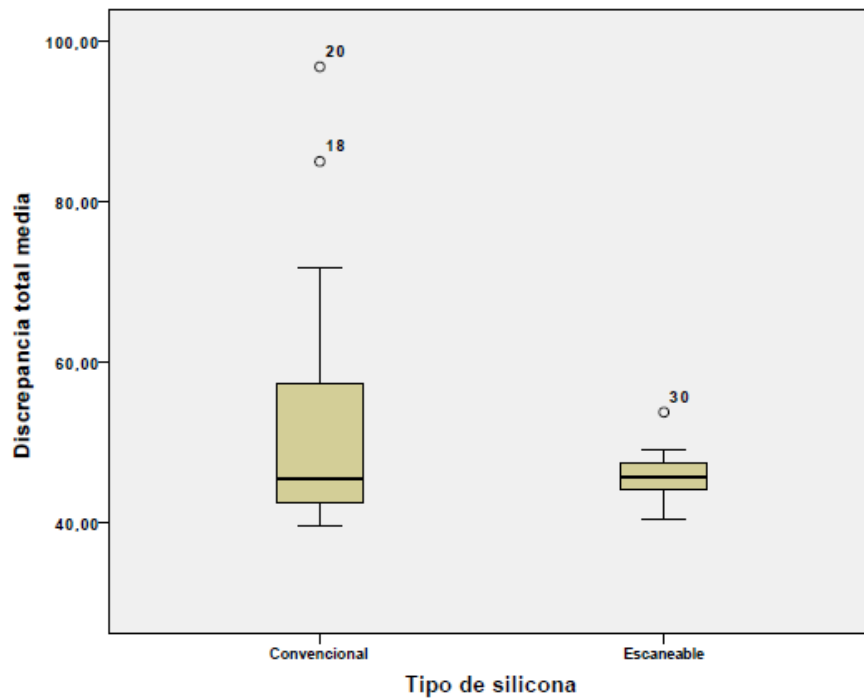
A continuación se exponen los resultados obtenidos del estudio global y por zonas para cada grupo de muestras.

ESTUDIO DE LA DISCREPANCIA		TIPO DE MATERIAL			
		Variable independiente			
		Grupo IDE (n=20)		Grupo ESC (n=18)	
		Media	Desv. típica	Media	Desv. típica
GLOBAL	Exactitud (Discrepancia total media)	52,60	15,62	45,64	3,18
	Precisión (Desviación estándar)	69,29	18,48	57,79	5,47
	Discrepancia Externa Máxima	381,03	8,829	374,64	19,62
	Discrepancia Interna Máxima	313,32	66,32	253,03	95,70
	Discrepancia Externa Media	71,26	19,72	66,30	5,10
	Discrepancia Interna Media	33,93	12,36	22,65	11,62
POR ZONAS	Cantos externos (Puntos:1,4,5,7,8,11)	53,67	13,61	50,47	15,43
	Cóncavas de margen (Puntos: 2,10)	19,24	14,55	7,16	3,73
	Zona Oclusal (Punto: 6)	53,12	20,76	50,93	8,24
	Paredes axiales (Puntos:3,9)	28,65	24,59	6,08	2,91

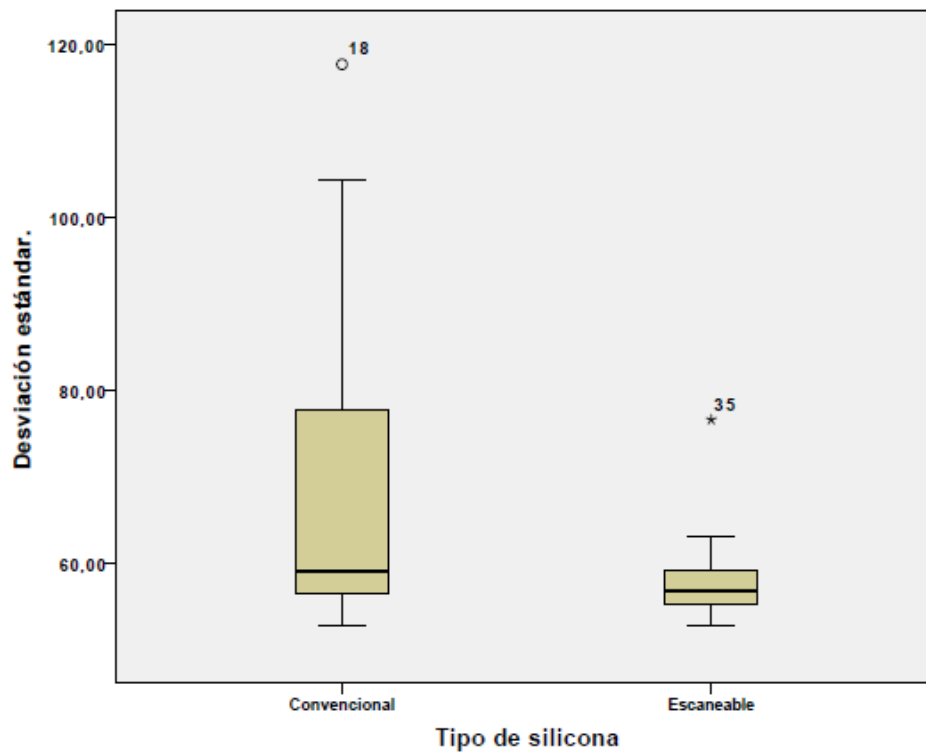
* Valores de discrepancia expresados en micras (μm)

Se presentan a continuación los diagramas de barras para las variables estudiadas:

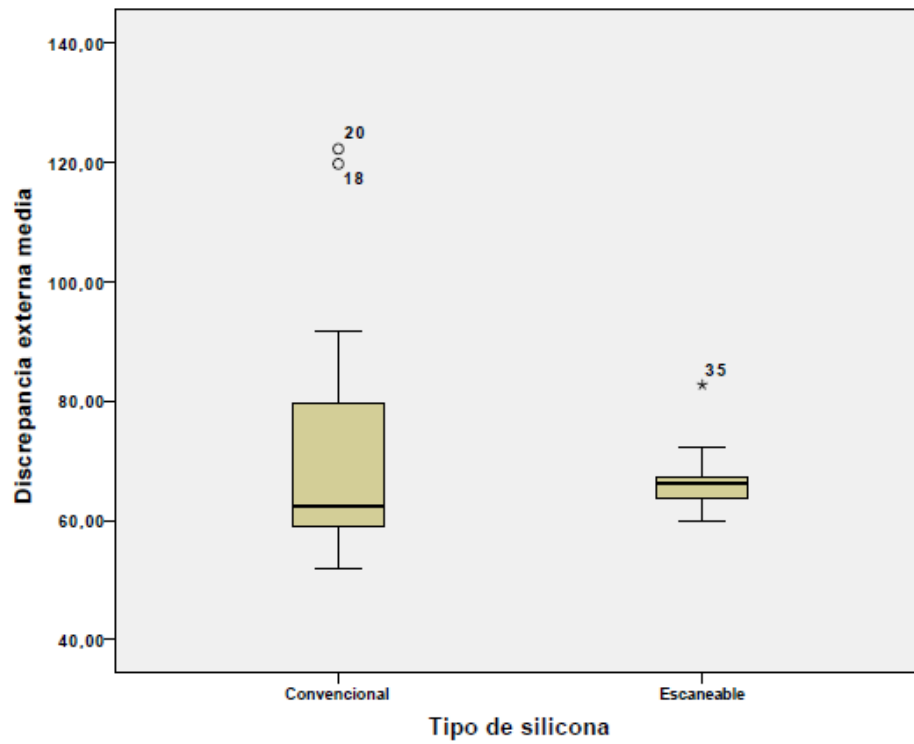
EXACTITUD (Discrepancia total media)



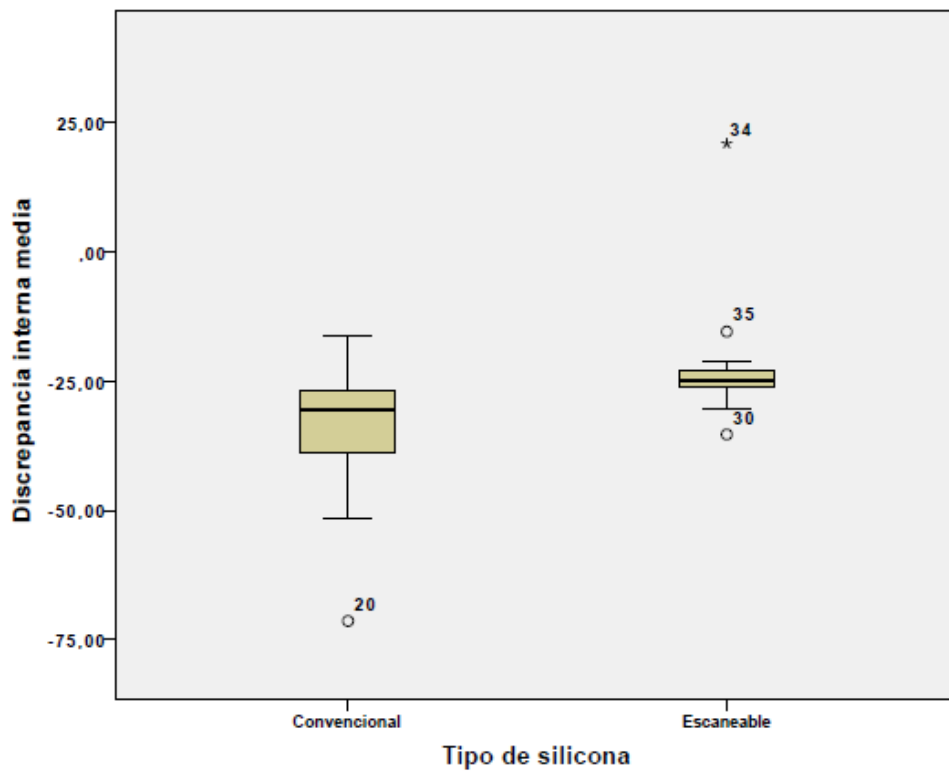
PRECISIÓN (Desviación estándar)



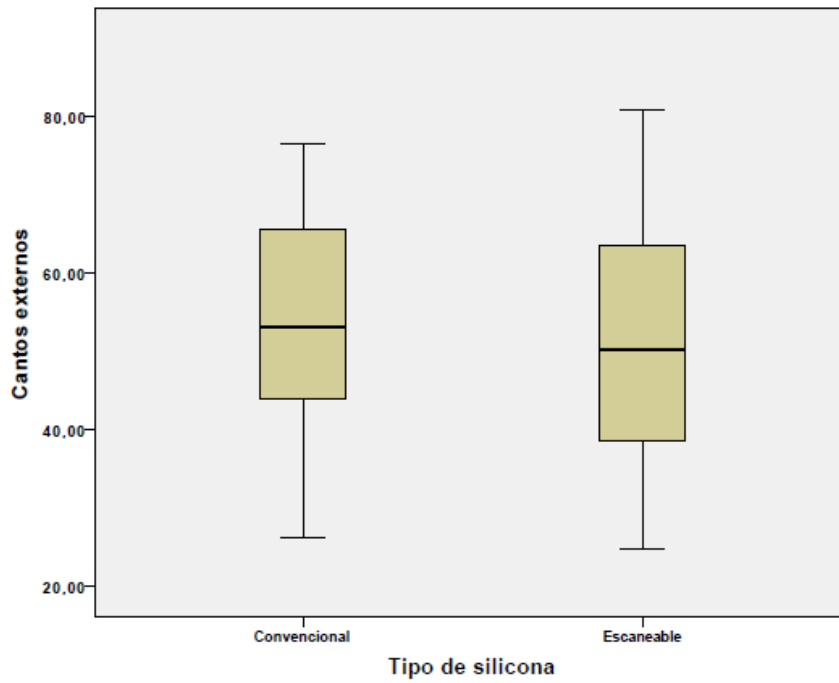
Discrepancia Externa Media



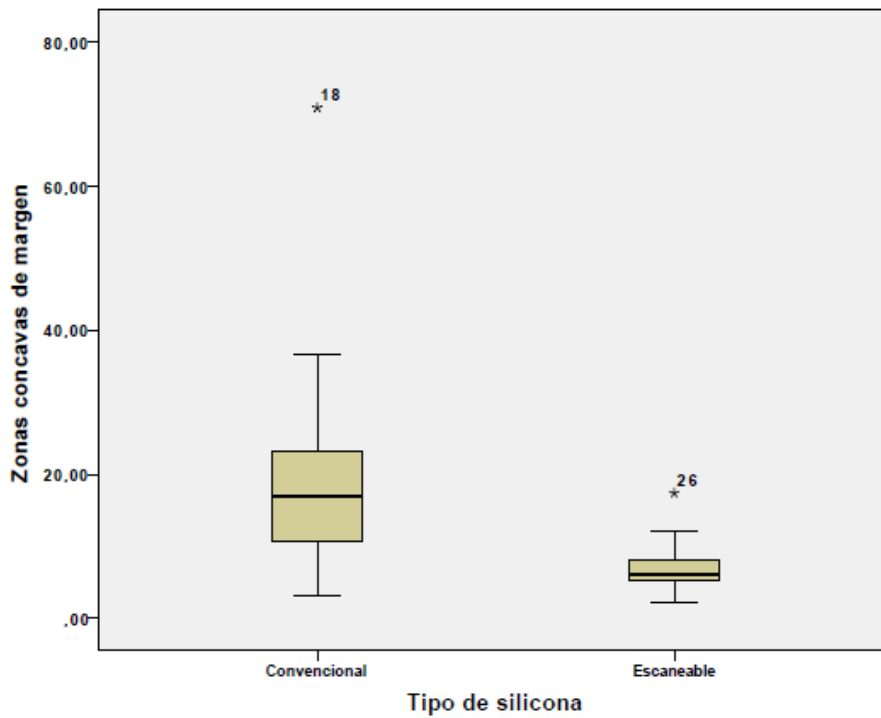
Discrepancia Interna Media



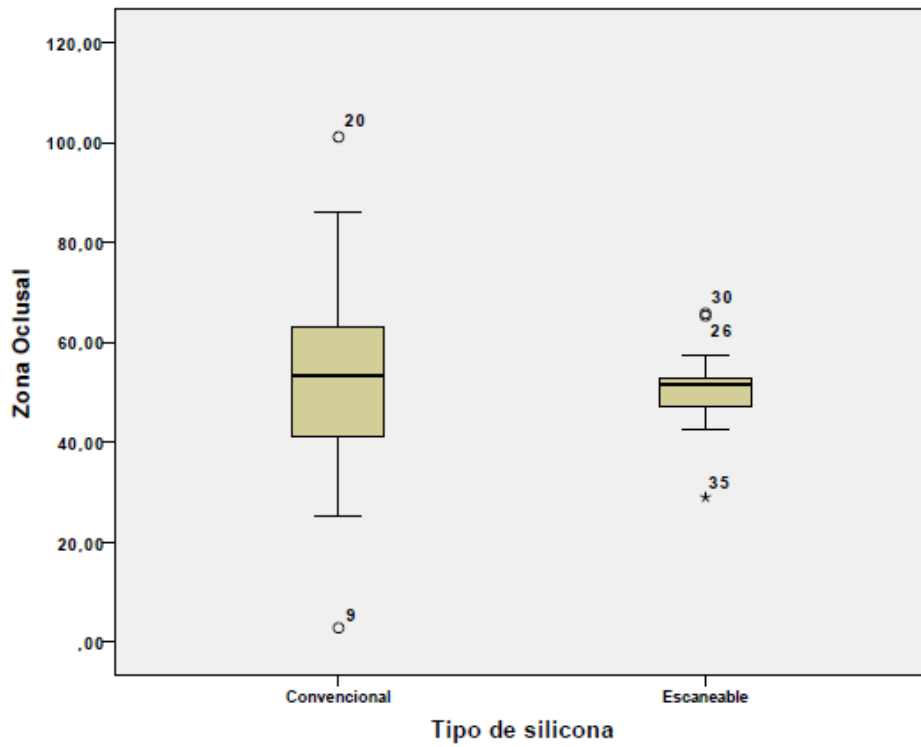
Cantos externos



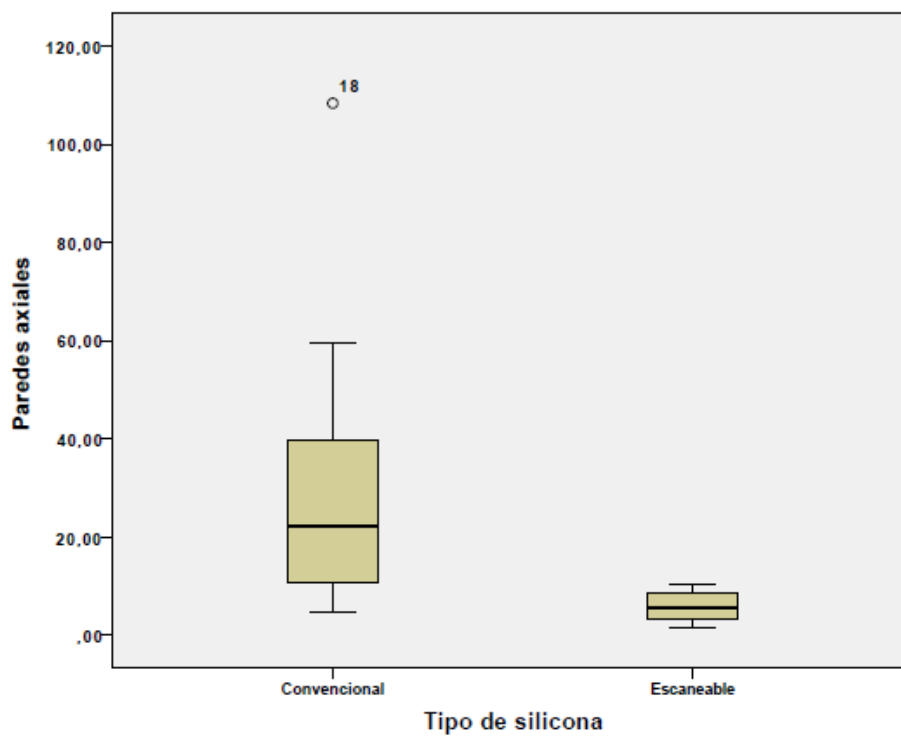
Zonas cóncavas del margen



Zona oclusal



Paredes axiales



5.2. ESTADÍSTICA INFERENCIAL

PRUEBAS DE NORMALIDAD

Tipo de discrepancia	Grupo IDE (n=20)		Grupo ESC (n=18)		Kolmogorov- Smirnov
	Media	D.E.	Media	D.E.	Sig.
Exactitud (Discrepancia total media)	52,60	15,62	45,64	3,18	0,007
Precisión (Desviación estándar)	69,29	18,48	57,79	5,47	0,005
Discrepancia Externa Máxima	381,03	8,829	374,64	19,62	0,001
Discrepancia Interna Máxima	313,32	66,32	253,03	95,70	0,36
Discrepancia Externa Media	71,26	19,72	66,30	5,10	0,18
Discrepancia Interna Media	33,93	12,36	22,65	11,62	0,62
Cantos externos (Puntos: 1,4,5,7,8,11)	53,67	13,61	50,47	15,43	0,976
Cóncavas de margen (Puntos: 2,10)	19,24	14,55	7,16	3,73	0,132
Zona Oclusal (Punto: 6)	53,12	20,76	50,93	8,24	0,296
Paredes axiales (Puntos: 3,9)	28,65	24,59	6,08	2,91	0,12

*Valores de discrepancia expresados en micras (μm)

PRUEBA DE MANN-WHITNEY (No paramétrico)

Tipo de discrepancia	Grupo IDE (n=20)		Grupo ESC (n=18)		Mann-Whitney
	Media	D.E.	Media	D.E.	Sig.
Exactitud (Discrepancia total media)	52,60	15,62	45,64	3,18	0,599
Precisión (Desviación estándar)	69,29	18,48	57,79	5,47	0,033
Discrepancia Externa Media	71,26	19,72	66,30	5,10	0,447
Discrepancia Interna Media	33,93	12,36	22,65	11,62	0,001

Valores de discrepancia expresados en micras (μm)

En el análisis de las variables del estudio global se aplicaron pruebas de U Mann-Whitney por no cumplir criterios de normalidad.

Para todas las variables del estudio, global y por zonas; el grupo ESC obtuvo resultados de discrepancia medias menores frente a los del grupo IDE.

El grupo (ESC) mostró resultados estadísticamente significativos ($p=0,03$) en cuanto a la variable **precisión** ($69,29\mu \pm 18,48$); frente al grupo (IDE) ($57,79\mu \pm 5,47$). Sin embargo no se hallaron diferencias estadísticamente significativas ($p= 0,59$) entre la **exactitud** del grupo (ESC) ($52,60\mu \pm 15,62$), frente a la del grupo (IDE) ($45,64\mu \pm 3,18$).

El grupo (ESC) Identium Scan obtuvo resultados más favorables para la **discrepancia interna media** ($22,65 \mu\text{m} \pm 11,6$) respecto al grupo convencional (IDE) ($33,93 \mu\text{m} \pm 12,4$), encontrándose diferencias estadísticamente significativas ($P=0.01$).

PRUEBA T-STUDENT

Tipo de discrepancia	Grupo IDE (n=20)		Grupo ESC (n=18)		T Student
	Media	D.E.	Media	D.E.	Sig.
Cantos externos (Puntos:1,4,5,7,8,11)	53,67	13,61	50,47	15,43	0,504
Cóncavas de margen (Puntos: 2,10)	19,24	14,55	7,16	3,73	0,002
Zona Oclusal (Punto: 6)	53,12	20,76	50,93	8,24	0,668
Paredes axiales (Puntos:3,9)	28,65	24,59	6,08	2,91	0,001

* Valores de discrepancia expresados en micras (μm).

En el análisis por zonas, las variables cumplieron criterios de normalidad por lo que se aplicó la prueba de T de Student.

Las **zonas cóncavas del margen** y **paredes axiales** mostraron resultados significativamente mejores para el grupo (ESC) que para el grupo (IDE); ($p=0,02$) y ($p=0,001$) respectivamente.

Localizaciones como cantos **externos** o **zonas oclusales**, no presentaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos (IDE) y (ESC);($p=0,504$) y ($p=0,668$) respectivamente.

6. DISCUSIÓN

Parece claro que el ajuste de las restauraciones en Odontología es algo que preocupa a la comunidad científica, a tenor del número de estudios sobre él en todas sus facetas. A pesar de esta preocupación, realmente no hay muchos estudios que establezcan unas directrices acerca de cuánto desajuste empieza a no ser tolerable. El estudio que se toma clásicamente como referencia es el de McLean y Von Fraunhofer(48), y estima el desajuste máximo aceptable en 120 μm , pero es un estudio de 1971 y no justifica cual es la razón de que sea esa cifra y no otra. Hay que tener en cuenta que una bacteria tiene un tamaño aproximado de 2 micras y obviamente, valores de desajuste mayores que esos, hacen físicamente factible la microfiltración. Los otros estudios que proponen una cifra de desajuste aceptable lo cifran en torno a 100 μm (49, 50) o sugieren que no sea superior a 120 μm (51-53), para que las restauraciones tengan una supervivencia clínica a largo plazo.

Considerando las limitaciones del presente estudio y, a pesar de aplicar las condiciones y medios disponibles para estandarizar y controlar sus condiciones; se asume el potencial de error atribuible a los instrumentos de medición, contracción del material de impresión o alteraciones en la superposición.

Los materiales de impresión elastoméricos empleados: Identium® e Identium Scan®, son materiales formulados a base de los dos materiales más indicados para la toma de impresión en prótesis fija: vinilpolisiloxano y poliéter. Ambos destacan por su excelente estabilidad dimensional y reproducción de detalle; propiedades indispensables para la obtención de los modelos para la confección de prótesis fija.

Previo al presente estudio y para confirmar la viabilidad del mismo, fueron realizadas una serie de pruebas piloto consistentes en la digitalización de impresiones, estableciéndose los dos mismos grupos del estudio. Como dispositivos de escaneado fueron empleados diferentes escáneres extraorales; como Lava Scan (3M® ESPE), o Solutionix (Rexcan DS2®). Los archivos digitales obtenidos a partir de estos escáneres, presentaron múltiples áreas ausentes de registro, cuya información topográfica se consideró imprescindible para la confección protésica CAD/CAM. La calidad de los modelos digitales se calificó, en estos casos, como muy deficiente para su empleo clínico e incluso para la viabilidad del estudio. Sin embargo, la reproducción a nivel del hombro de la preparación y líneas de terminación fue óptima.

6.1. EN CUANTO A MATERIAL Y MÉTODOS

El escáner óptico extraoral de tipo láser D700 de 3shape® permitió realizar dicha captación mediante el complemento de software, específicamente diseñado para este fin. Este escáner consta de dos cámaras de 1.3 Megapíxeles y un sistema de movimiento del objeto escaneado en tres ejes, que le permite realizar movimientos de rotación y traslación del mismo, pudiendo escanear así 350° de una esfera con una precisión de 20 µm según su fabricante. Mediante este escáner es posible digitalizar tanto modelos de escayola como material de impresión elastomérico de uso convencional, sin necesidad de vaciado.

Los escáneres ópticos utilizan siempre algún tipo de radiación electromagnética, generalmente la luz, para realizar sus mediciones. Estos escáneres, en comparación con los de contacto, son muy rápidos y no distorsionan físicamente la superficie escaneada, puesto que lo único que contacta con ella es la luz emitida. Sin embargo la luz sí se puede ver afectada por la superficie. Las superficies translúcidas devuelven luz al escáner no sólo por reflexión, sino también por refracción, lo que puede alterar la medición. También pueden verse afectados por las superficies muy brillantes. Es importante considerar el hecho de que la luz del escáner es muy sensible a los cambios de temperatura, luminosidad, color y forma del objeto escaneado, entre otros. También es muy importante considerar el color de la luz del escáner, en función del color del objeto a escanear.

La composición de los materiales de ambos tipos de material de impresión estudiados no difiere, sin embargo se aprecian diferencias en cuanto al color y brillo de la superficie de cada uno. La consistencia pesada de los productos de la gama Identium Scan® presenta una superficie mate y una coloración amarilla y, la de consistencia pesada presenta una coloración blanca. La coloración de los productos del grupo Identium® son azul cian y morado, respectivamente y su superficie brillante.

6.2. EN CUANTO A RESULTADOS

Los resultados señalan que las localizaciones de mayor discrepancia como las zonas oclusales y de cantos externos de la probeta, coinciden con las áreas de mayor dificultad de incidencia de la luz de los escáneres independientemente del tipo de elastómero empleado.

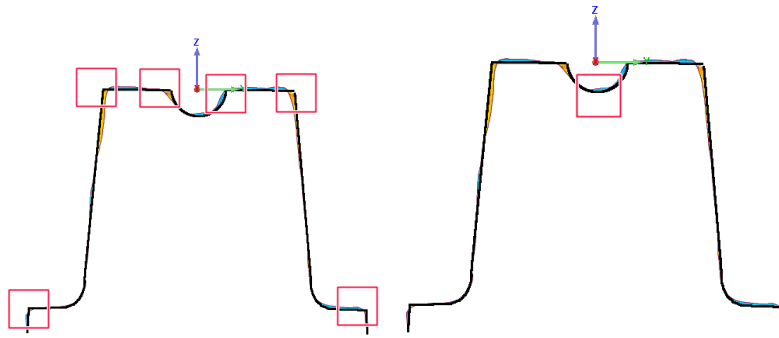


Fig.13: Áreas de mayor discrepancia

Las áreas de mayor incidencia o zonas más accesibles a la incidencia de la luz del escáner como las paredes axiales y zonas cóncavas del margen presentaron unos valores de discrepancia muy pequeños pero con diferencias estadísticamente significativas entre los grupos. Los menores valores de discrepancia se hallaron en las paredes axiales, siendo estadísticamente menor en el grupo ESC $6,08\mu \pm 2,9$ frente a los del grupo IDE $28,65\mu \pm 24,6$.

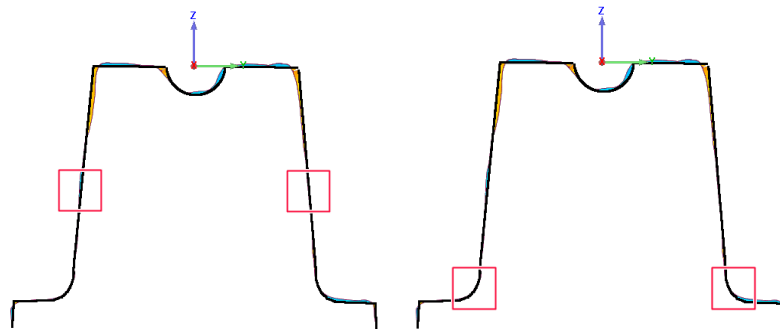


Fig.14: Áreas de mayor exactitud

Es posible encontrar en la literatura algunos estudios a cerca de la exactitud y la precisión de modelos digitales obtenidos mediante escáneres de uso Odontológico, sin embargo, es difícil establecer una comparación ya que emplean distintas probetas, materiales y métodos de digitalización que los del presente estudio.

6.3. EN CUANTO A OTROS ESTUDIOS

González de Villaumbrosía, en su memoria de Tesis Doctoral; escaneó directamente la misma probeta empleada en el presente estudio con diferentes escáneres extraorales obteniendo valores de exactitud de $38,8\mu m \pm 6,2\mu m$. La

precisión de los escáneres que estudió mostró variaciones de exactitud entre las $37,5\mu$ a las $50,6\mu$. (54)

Ya en 1995, Persson y cols, (55) evaluaron la exactitud de un escáner táctil, utilizando como referencia una CMM. Obtuvieron una discrepancia máxima de 10μ .

DeLong y cols (56) realizaron un estudio sobre la exactitud y la precisión de un escáner óptico, del mismo fabricante que Lava Scan, y obtuvieron unas discrepancias medias entre 18 y 30μ . También emplearon la desviación estándar como medida de la precisión en la medida, encontrando unos valores de sólo 2μ .

La razón por la que algunos estudios han obtenido valores de discrepancia menores a los obtenidos en este estudio puede ser que el diseño escogido para el modelo maestro sea muy exigente con los escáneres, al poseer aristas y socavados, cosa que no ocurre en otros estudios. En este estudio se prefirió evaluar los escáneres con varias configuraciones distintas de la geometría de la superficie de la preparación, para poder tener una visión global de las situaciones que potencialmente puede tener que escanear un escáner.

Por otro lado, hay estudios que carecen de una referencia espacial fiable, equiparando por ejemplo el diseño CAD del modelo maestro con la forma del modelo después de fabricarlo. Con ello introducen el error en la fabricación de su propio modelo de referencia en el error del propio escáner. Otros estudios cuentan el signo que tiene la discrepancia a la hora de hacer la media, con lo que los valores positivos se compensan con los negativos. Con ello se obtienen unos valores erróneamente bajos de discrepancia. También hay estudios que comparan distintos métodos de escaneado, pero lo hacen analizando el desajuste total de la restauración, con lo que no aíslan el error debido al escáner¹⁰⁴. Lo que en realidad evalúan es la discrepancia total del proceso CAD/CAM.

6.4. EN CUANTO A OTRAS TÉCNICAS

La técnica de impresión directa o intraoral permite omitir algunos de los problemas asociados a la realización de un modelo físico de escayola, como la distorsión del material, aparición de burbujas durante el vaciado, e incluso pérdida o fractura de los propios modelos de escayola. Otras ventajas a destacar serían la aceptación y comodidad por parte del paciente, la posibilidad de previsualización de las preparaciones o la eliminación del coste, espacio y tiempo asociado al transporte y adquisición de cubetas, modelos, material de impresión etc.(57)

Uno de los principales inconvenientes del empleo de escáneres intraorales es la incapacidad de registrar superficies que se encuentran fuera del alcance o incidencia de la luz emitida por éstos. (Fig.2)

Otro de los principales inconvenientes, es la presencia de distorsión, ruido o artefactos digitales, creados como consecuencia de la incidencia de la luz del escáner sobre superficies brillantes, húmedas, oscuras, transparentes o metálicas, así como zonas con saliva, sangre, etc.. Además de mantener un campo seco, la solución propuesta por algunos sistemas; a fin de disminuir este problema, es la aplicación de una fina capa polvo de óxido de titanio o aerosoles micropigmentados sobre las superficies a registrar. Por otra parte, existe controversia sobre la posibilidad de que las partículas de polvo sean captadas e integradas en los registros digitales modificando las dimensiones volumétricas de los mismos.(58)

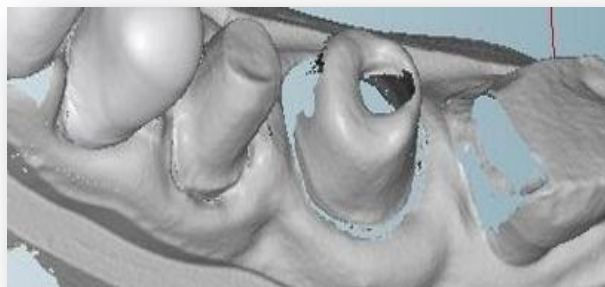


Fig. 15: Modelos digitales obtenidos a partir de escaneado intraoral, que muestran ausencia de información a nivel marginal.

La morfología de los registros de impresión convencional facilitan la incidencia de la luz de escaneado en zonas como márgenes de preparaciones o áreas subgingivales, no siendo siempre posible alcanzar dicho objetivo mediante otras técnicas de impresión digital.(59) (Fig. 4)

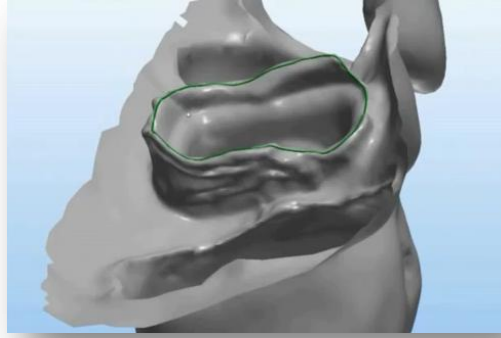


Fig. 4. Modelo digital creado a partir del escaneado de materiales de impresión convencional. La fluidez de las siliconas de adición permite reproducir al detalle márgenes de preparaciones que se encuentran a nivel subgingival.

Mediante los sistemas CAD/CAM, escáneres, máquinas de medición por coordenadas o CMMs, programas de comparación CAD es posible estudiar de forma muy detallada y pormenorizada el comportamiento de los escáneres de laboratorio. También son herramientas que posibilitan el estudio de dispositivos de escaneado intraoral, que comienzan a ser el presente de la Odontología de hoy. Sería interesante la realización de otros estudios en el futuro considerando una muestra más amplia y/u otros escáneres de laboratorio o incluso escáneres intraorales.

7. CONCLUSIONES

No es posible afirmar que la exactitud de los modelos digitales obtenidos a partir de elastómeros escaneables sea mayor que la obtenida a partir del uso de elastómeros de uso convencional, sin embargo pueden ser digitalizados repetidamente con mayor precisión que los de uso convencional.

La técnica de escaneado extraoral de materiales de impresión elastoméricos presenta una capacidad limitada de reproducir las zonas más profundas o alejadas de la incidencia de la luz, como zonas convexas de las preparaciones dentales o áreas oclusales, sin embargo es una técnica ideal para reproducir las zonas más cercanas al margen o las paredes axiales de las preparaciones. La forma de los objetos escaneados es un factor que influye decisivamente en la exactitud de los modelos digitales obtenidos y, en consecuencia, en el éxito o fracaso de las restauraciones.

La sistemática CAD/CAM o flujo digital, es un concepto mucho más ambicioso que el relegado a las características de un solo elemento implicado como es el escáner extraoral o las características del objeto que digitaliza. Por dicha razón, se considera que deberían emprenderse nuevos trabajos que impliquen flujos digitales completos.

8. BIBLIOGRAFÍA

Bibliografía

1. Wadhvani CP, Johnson GH, Lepe X, Raigrodski AJ. Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005 Jun;93(6):530-9. PubMed PMID: 15942613.
2. Christensen GJ. Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? *Journal of the American Dental Association*. 2008 Jun;139(6):761-3. PubMed PMID: 18520000.
3. Callís EM. Puntos de interés en la toma de impresiones en prótesis fija sobre implantes. *Labor dental Clínica*, 2007 Feb; 8(1): 7-16.
4. MP. Salido Rodríguez-Manzaneque BSM, MJ. Suarez García,, A. Sánchez Turrión GJPR. Sistema Procera AllCeram: solución estética y funcional para restauraciones fijas múltiples. *Rev Int Prot Estomatol* 2002; 4: 48-55.
5. Macchi R. *Materiales Dentales*. 4ª ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 2000.
6. Planas AJ. *Manual de Materiales Odontológicos*. Universidad de Sevilla. 2008.
7. Gómez Polo, Miguel. Estudio in vitro de la estabilidad dimensional de silicona de adición y polieter en función de la técnica de impresión y tiempo empleado para su vaciado. Trabajo de Memoria de Tesis Doctoral 2010. Universidad Complutense de Madrid
8. McCrosson J, Sharkey SW, Smith GM, Anderson RA. Quantification of hydrogen gas released from polyvinylsiloxane impression materials in contact with die stone materials. *Journal of dentistry*. 1987 Jun;15(3):129-32. PubMed PMID: 3475300.
9. Cova J. *Biomateriales Dentales*. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, CA. 2004.
10. *Dentistry. Elastomeric impression materials*. UNE en ISO 4823:2000. European Committee for Standardization. Madrid: Ed AENOR; 2001.
11. Sherfudhin H, Abdulla MA. Preparation of void-free casts from vinyl polysiloxane impressions. *Journal of dentistry*. 1996 Jan-Mar;24(1-2):95-8. PubMed PMID: 8636501.
12. Sherfudhin H, Abdulla MA. Preparation of void-free casts from vinyl polisiloxane impressions. *J Dent* 1996; 24: 95-8.
13. Lu H, Nguyen B, Powers JM. Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 151-4.
14. Rubel B. *Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry*.
15. J Wirz VN, F Schmidli Nuevas formas de presentación y sistemas de elaboración de los elastómeros modernos. Un análisis comparativo de los materiales. Quintessence (Ed Esp) 1999; 12: 276-82.
16. Peregrina A, Land MF, Feil P, Price C. Effect of two types of latex gloves and surfactants on polymerization inhibition of three polyvinylsiloxane impression materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003 Sep;90(3):289-92. PubMed PMID: 12942064.
17. R Osorio MT, F Sánchez. *Arte y Ciencia de los Materiales Odontológicos*. 1ª ed. Madrid: Avances Médico-Dentales; 2003.
18. G. Pradés Ramiro AST. Impresiones en implantes: técnicas de ferulización mediante el uso de materiales plásticos. *Gaceta Dental* 2008;194: 206-216.
19. Millar BJ, Dunne SM, Robinson P. In vitro study of the number of surface defects in monophasic and two-phase addition silicone impressions. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 32-5.
20. Caputi S, Varvara G. 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: 274-81.
21. ANSI/ADA Specification No.25 – Dental Gypsum Products: 2000 www.ADA.org.

22. Schelb E, Mazzocco CV, Jones JD, Prihoda T. Compatibility of type IV dental stones with polyvinyl siloxane impression materials. *J Prosthet Dent* 1987; 58: 19-22.
23. Schelb E, Cavazos E, Kaiser DA, Troendle K. Compatibility of type IV dental stones with polyether impression material. *J Prosthet Dent* 1988; 60:540-2.
24. Teraoka F, Takahashi J. Dimensional changes and pressure of dental stones set in silicone rubber impressions. *Dent Mater* 2000; 16: 145-9.
25. Mahler DB, Ady AB. An explanation for the hygroscopic setting expansion of dental gypsum products. *J Dent Res* 1960; 39: 578-89.
26. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006 Mar;95(3):194-200. PubMed PMID: 16543016.
27. Birnbaum NS, Aaronson HB. Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compendium of continuing education in dentistry*. 2008 Oct;29(8):494, 6, 8-505. PubMed PMID: 18935788. Epub 2008/10/22. eng.
28. Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clinical oral implants research*. 2013 Jan;24(1):111-5. PubMed PMID: 22353208.
29. Cadafalch J CE. Tecnología CAD/CAM en odontología. En: Mallat E. *Prótesis fija estética. Un enfoque clínico e interdisciplinario*. Madrid: Elsevier (ed). 2007;353-377.
30. Freedman M, Quinn F, O'Sullivan M. Single unit CAD/CAM restorations: a literature review. *Journal of the Irish Dental Association*. 2007 Spring;53(1):38-45. PubMed PMID: 17396765. Epub 2007/04/03. eng.
31. Vlaar ST, van der Zel JM. Accuracy of dental digitizers. *International dental journal*. 2006 Oct;56(5):301-9. PubMed PMID: 17069074. Epub 2006/10/31. eng.
32. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian dental journal*. 2011 Jun;56 Suppl 1:97-106. PubMed PMID: 21564120. Epub 2011/05/20. eng.
33. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association*. 2006 Sep;137(9):1289-96. PubMed PMID: 16946436. Epub 2006/09/02. eng.
34. Gerke V, Creutz CE, Moss SE. Annexins: linking Ca²⁺ signalling to membrane dynamics. *Nature reviews Molecular cell biology*. 2005 Jun;6(6):449-61. PubMed PMID: 15928709.
35. Sloboda DM, Moss TJ, Li S, Doherty DA, Nitsos I, Challis JR, et al. Hepatic glucose regulation and metabolism in adult sheep: effects of prenatal betamethasone. *American journal of physiology Endocrinology and metabolism*. 2005 Oct;289(4):E721-8. PubMed PMID: 15928026.
36. Demanelis AR, Keresztury J, Emmett M, Moss AH. The development and outcomes of a statewide network of hospital-based palliative care teams. *Journal of palliative medicine*. 2005 Apr;8(2):324-32. PubMed PMID: 15890043.
37. Grivel JC, Garcia M, Moss WJ, Margolis LB. Inhibition of HIV-1 replication in human lymphoid tissues ex vivo by measles virus. *The Journal of infectious diseases*. 2005 Jul 1;192(1):71-8. PubMed PMID: 15942896.
38. Moss JA, Barbuto JE, Jr., Matkin GS, Chin TY. Influence of sex differences in leaders' behavior. *Psychological reports*. 2005 Apr;96(2):499-510. PubMed PMID: 15941127.
39. Mossner J. [Acute pancreatitis: diagnosis and conservative therapy]. *Praxis*. 2005 May 18;94(20):819-24. PubMed PMID: 15957616. Akute Pankreatitis: Diagnostik und internistische Therapie.
40. Sohmlura T, Kojima T, Wakabayashi K, Takahashi J. Use of an ultrahigh-speed laser scanner for constructing three-dimensional shapes of dentition and occlusion. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000 Sep;84(3):345-52. PubMed PMID: 11005909. Epub 2000/09/27. eng.
41. Sturb JR, Rekow ED WS. Computer-aided design and fabrication of dental restoration. Current systems and future possibilities. *JADA*. 2006;137(9):1289-96.
42. Phibo. *Guía Técnica. Trios® 3Shape. Escaner Intraoral*. 2012;.

43. Zimmer. Guía Técnica. Zfx Escaner intraoral. 2012.
44. 3M ESPE. Guía Técnica. LavaTM C.O.S. Escáner Intraoral Lava COS. 2008;.
45. Jenkins E, Moss JB, Pace JM, Bridgewater LC. The new collagen gene COL27A1 contains SOX9-responsive enhancer elements. *Matrix biology : journal of the International Society for Matrix Biology*. 2005 May;24(3):177-84. PubMed PMID: 15922909. Pubmed Central PMCID: 3205994.
46. Balkenhol M, Wostmann B, Kanehira M, Finger WJ. Shark fin test and impression quality: a correlation analysis. *Journal of dentistry*. 2007 May;35(5):409-15. PubMed PMID: 17254690.
47. Wadhvani CPK, Johnson GH, Lepe X, Raigrodski AJ. Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005 6//;93(6):530-9.
48. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British dental journal*. 1971 Aug 3;131(3):107-11. PubMed PMID: 5283545. Epub 1971/08/03. eng.
49. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta odontologica Scandinavica*. 1993 Jun;51(3):129-34. PubMed PMID: 8342403. Epub 1993/06/01. eng.
50. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Operative dentistry*. 2001 Jul-Aug;26(4):367-74. PubMed PMID: 11504436. Epub 2001/08/16. eng.
51. Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of oral rehabilitation*. 1999 Jul;26(7):582-93. PubMed PMID: 10445478. Epub 1999/08/13. eng.
52. Gardner FM. Margins of complete crowns--literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1982 Oct;48(4):396-400. PubMed PMID: 6752383. Epub 1982/10/01. eng.
53. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003 Nov;90(5):459-64. PubMed PMID: 14586310. Epub 2003/10/31. eng.
54. González de Villaumbrosía, Pablo. Estudio experimental in- vitro del estudio de seis escáneres extraorales. Trabajo de Memoria de Tesis Doctoral 2014. Universidad Complutense de Madrid.
55. Persson M, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *J Prosthet Dent* 1995;74(3):223-9.
56. DeLong R, Heinzen M, Hodges JS, Ko CC, Douglas WH. Accuracy of a System for Creating 3D Computer Models of Dental Arches. *Journal of Dental Research* 2003;82(6):438-42.
57. Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clinical oral implants research*. 2013 Jan;24(1):111-5. PubMed PMID: 22353208.
58. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007 Nov;98(5):389-404. PubMed PMID: 18021828. Epub 2007/11/21. eng.
59. Johnson GH, Lepe X, Aw TC. The effect of surface moisture on detail reproduction of elastomeric impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(4):354-64.

ANEXO

CRONOGRAMA DEL ESTUDIO

PERIODO	FASE	PROCEDIMIENTOS			
PRE- EXPERIMENTAL	I	Estudio del problema			
		Revisión de la bibliografía			
		Establecimiento de hipótesis			
		Redacción de protocolo			
	II	Solicitud de financiación			
	III	Adquisición de materiales			
Disposición de medios					
EXPERIMENTAL	I	Obtención de archivo CAD (CRM)			Escaneado mecánico
	II	Obtención de archivos STL	Grupo 1	Toma de impresiones	Escaneado óptico
			Grupo 2		
	III	Superposición digital de archivos			
Estudio de discrepancias					
POST- EXPERIMENTAL	I	Obtención de datos			
		Análisis estadístico			
	II	Obtención de resultados			

		Análisis de datos
	III	Establecimiento de conclusiones
		Redacción
		Publicación