

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**



**ESTUDIO EXPERIMENTAL IN-VITRO  
DE TRES ESCÁNERES CAD/CAM  
EXTRAORALES**

**Máster en Ciencias Odontológicas**

Ana Ochoa de Olza Amat

Director: G. Pradés Ramiro

Madrid Septiembre 2012

## Índice:

1.INTRODUCCIÓN .....	- 5 -
1.1 Consideraciones previas .....	- 6 -
1.2 Antecedentes históricos de la tecnología CAD/CAM .....	- 6 -
1.3 Método de funcionamiento.....	- 13 -
1.4 Escaneado 3D .....	- 14 -
1.5 Tipos de escáneres 3D en la industria .....	- 15 -
1.5.1 Contacto .....	- 15 -
1.5.1.1 Máquina de medición por coordenadas.....	- 16 -
1.5.1.2 Brazo articulado.....	- 17 -
1.5.1.3 Combinación de CMM y brazo articulado .....	- 18 -
1.5.2 No contacto (óptico).....	- 18 -
1.5.2.1 Escáneres de luz estructurada .....	- 19 -
1.5.2.2 Escáneres de luz láser .....	- 20 -
1.6 Tipos de escáneres CAD/CAM en Odontología: .....	- 21 -
1.6.1 Escáneres de luz estructurada/blanca:.....	- 22 -

1.6.2 Escáneres de luz láser .....	- 22 -
1.6.3 Escáneres de contacto .....	- 25 -
1.6.4. Principales escáneres extraorales de uso dental.....	- 27 -
1.7 Consideraciones técnicas sobre los archivos CAD .....	- 30 -
1.7.1 Nube de puntos: .....	- 30 -
1.7 .2 Malla poligonal: .....	- 31 -
1.7 .3 Modelo paramétrico:.....	- 31 -
1.8. Concepto de exactitud, precisión y resolución.....	- 32 -
1.8.1 Exactitud .....	- 32 -
1.8.2 Precisión .....	- 33 -
1.8.3 Resolución .....	- 33 -
1.9 Sistema de coordenadas.....	- 34 -
2.JUSTIFICACIÓN y OBJETIVOS.....	- 35 -
3.MATERIAL Y MÉTODO.....	- 39 -
3.1 Escáneres analizados .....	- 42 -
3.1.1 3Shape D640.....	- 42 -
3.1.2 Imetric IScan D101.....	- 44 -

3.1.3 Renishaw incise TM .....	- 44 -
3.2 Variables estudiadas.....	- 51 -
3.2.1 Resolución .....	- 51 -
3.2.2 Discrepancia promedio.....	- 51 -
3.2.3 Desviación estándar.....	- 51 -
3.2.4 Discrepancia externa media .....	- 51 -
3.2.5 Discrepancia interna media .....	- 51 -
3.2.6 Discrepancia externa máxima .....	- 52 -
3.2.7 Discrepancia interna máxima .....	- 52 -
3.2.8 Mapa de color.....	- 52 -
3.2.9 Discrepancia en nueve puntos de un corte virtual sagital .....	- 53 -
3.3 Análisis estadístico.....	- 56 -
4.RESULTADOS.....	- 58 -
5.DISCUSIÓN .....	- 77 -
5.1. Sobre los tres escáneres en conjunto.....	- 78 -
5.2 Comparación con otros estudios .....	- 79 -
5.3 Valoración de los datos en su conjunto.....	- 82 -

5.4 Resumen final .....	- 83 -
6.CONCLUSIONES.....	- 85 -
7.BIBLIOGRAFÍA .....	- 87 -

# **1.INTRODUCCIÓN**

## **1.1 Consideraciones previas**

La tecnología CAD/CAM en Odontología forma una parte importante dentro de la sistemática de diagnóstico, plan de tratamiento y realización de muchos procedimientos rehabilitadores en la actualidad. Algunos autores afirman que algunos procedimientos como los colados en prótesis se han quedado obsoletas<sup>1</sup>. Aunque se siguen usando las técnicas convencionales, hay que reconocer que el CAD/CAM ha abierto un abanico enorme de posibilidades dentro de los recursos de los que dispone el clínico para sus tratamientos.

La tecnología digital maneja información 3D de la boca y tejidos anejos del paciente y está siendo utilizada cada vez más en la Odontología actual para la confección de prótesis, entre otras cosas, con todo tipo de materiales. Estos modelos virtuales permiten su manipulación a la hora de realizar todo tipo de diagnósticos y diseños terapéuticos y promueve que haya una comunicación interactiva entre los dentistas y el laboratorio además de disminuir el riesgo de pérdida y daño de los datos<sup>2</sup>.

## **1.2 Antecedentes históricos de la tecnología CAD/CAM**

Los antecedentes de la tecnología CAD/CAM en Odontología se remontan a 1971 cuando François Duret describió el funcionamiento de un sistema CAD/CAM de uso odontológico y desde entonces su sistema ha ido evolucionando.<sup>3,4</sup> La palabra CAD/CAM es el acrónimo inglés de computer aided design/computer aided manufacturing. Significa diseño asistido por ordenador/fabricación asistida por ordenador<sup>5</sup>.

François Duret fabricó coronas con la forma funcional de la cara oclusal del diente utilizando unos sistemas determinados. Éstos comenzaban con una impresión óptica, seguido del diseño de la corona considerando los movimientos funcionales y terminaban con la fabricación de la corona utilizando una maquina determinada. Más tarde desarrolló el sistema Sopher<sup>®</sup> que tuvo un impacto en el desarrollo posterior del sistema CAD/CAM<sup>6</sup>. Sin embargo,

este sistema se desarrolló demasiado pronto para aplicarse en Odontología debido a la falta de precisión en la digitalización, la potencia del ordenador y los materiales, etc.<sup>7</sup>

En 1980, la tecnología CAD/CAM realizaba restauraciones dentales.<sup>8,9</sup> Andersson eligió como material el titanio (por su biocompatibilidad). En aquella época, el titanio no se podía fundir y, por ello, las restauraciones dentales se fabricaban mediante otro proceso. En 1982, Andersson desarrolló la parte CAM del proceso de fabricación, utilizando la combinación de la electroerosión y el fresado. En ese mismo año, cementó la primera corona de titanio<sup>9</sup>.

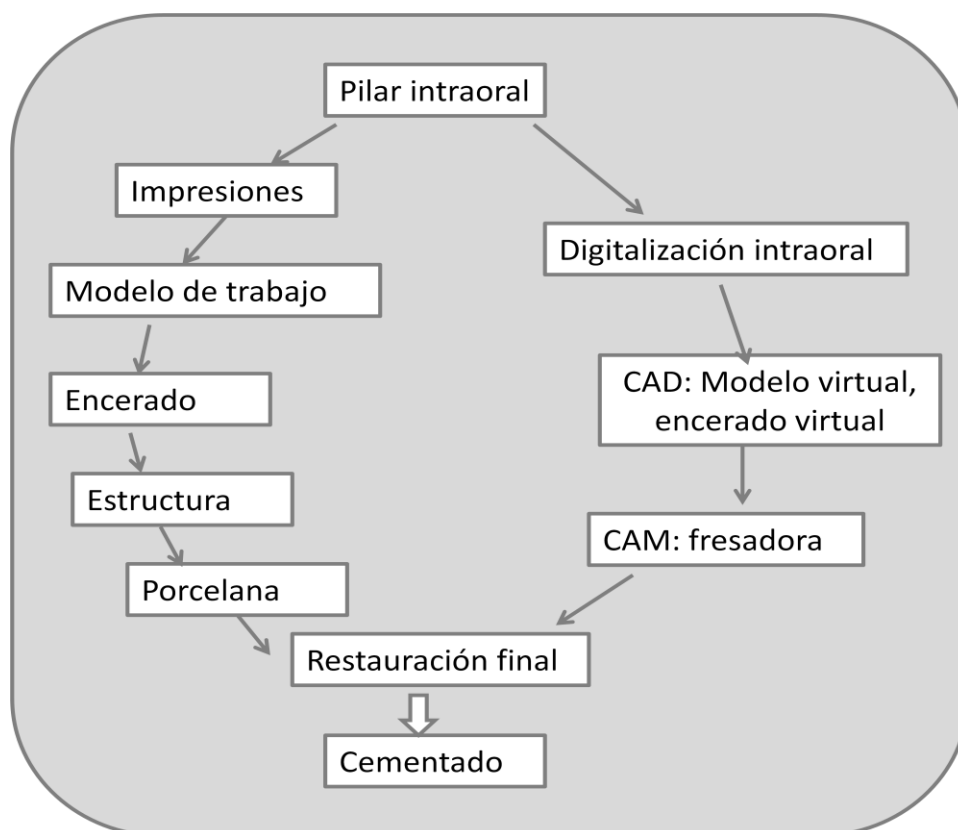
Andersson vio en seguida que la comercialización del proceso iba a ser cara y que la fabricación final requeriría de la digitalización. Esto suponía el desarrollo del proceso de diseño CAD. Terminó en el desarrollo de Procera® en 1983.<sup>9</sup>

A su vez, en 1980 Mörmann centró su interés en las restauraciones que presentaban el mismo color que el diente. Quería que los dentistas pudiesen fabricar inlays mediante el escaneado intraoral y que se utilizaran los datos del CAD para realizar la restauración cerámica. Por ello, desarrolló el sistema CEREC®. Fue una innovación, pues el paciente obtenía su restauración el mismo día.<sup>3,6,9</sup>

Mörmann y Brandestini tuvieron éxito al realizar la restauración tipo inlay mediante la tecnología CAD/CAM. Digitalizaron la cavidad directamente en boca utilizando una cámara intraoral compacta. Técnicamente es menos difícil en comparación con los pilares de la corona. El diseño y la fabricación de los inlays se realizan utilizando una máquina compacta desde el sillón dental. Esta aplicación fue una innovación, pero estaba limitada a los inlays y a la morfología oclusal (que era muy genérica y sin detalles)<sup>7</sup>.

El término de CAD/CAM comenzó a utilizarse a nivel odontológico al introducirse el sistema CEREC a nivel mundial. La idea original de la fabricación de la restauración en clínica sigue vigente.<sup>10</sup> Se han publicado estudios de este sistema con resultados satisfactorios a largo plazo.<sup>11-13</sup>

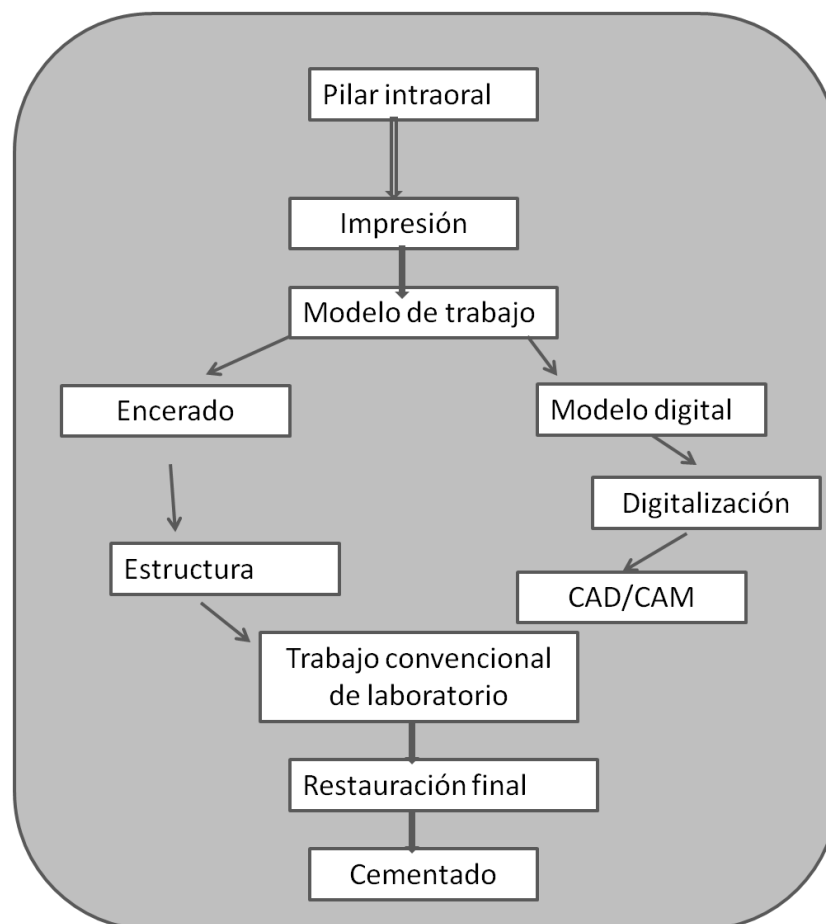
Con la digitalización, los pasos para la fabricación de una corona han disminuido. Duret y cols propusieron la primera generación del sistema CAD/CAM<sup>7</sup>:



Con un escáner intraoral se hace la impresión óptica. Con los datos se reconstruye en el monitor una imagen en 3D con la morfología óptima de la corona. La corona final se fabrica fresando un bloque utilizando una máquina de control numérico.<sup>7</sup>

Basado en el desarrollo del sistema del laboratorio de Duret, en 1980 a nivel mundial muchos laboratorios desarrollaron un sistema para fabricar las coronas con una anatomía oclusal. De todas formas, fue difícil digitalizar los pilares intraoralmente y de modo preciso utilizando un escáner intraoral directo. Por ello, se decidió preparar un modelo de escayola para comenzar con el proceso de CAD/CAM para la fabricación de coronas, especialmente

para el uso a nivel del laboratorio. Fue así como aparecieron los escáneres extraorales. Esto supuso la segunda generación de sistema CAD/CAM<sup>7</sup>:



**Figura 1: Segunda generación CAD/CAM**

Distintos sistemas digitales acabaron desarrollándose como las sondas de contacto, el láser con sensor PSD (Position Sensitive Device: dispositivo sensible a la posición) y los escáneres láser con cámara CCD (dispositivo de carga acoplada). También se desarrolló un software sofisticado de CAD y unas máquinas CAD/CAM compactas. Como consecuencia, se pudieron realizar restauraciones tanto metálicas como de cerámica con la segunda generación de los sistemas CAD/CAM.<sup>7</sup>

Ya que las cerámicas industriales de elevada resistencia no estaban disponibles para los laboratorios dentales, la aplicación de CAD/CAM en un centro de procesamiento fue la innovación en la historia de la tecnología dental<sup>7</sup>.

La tercera generación:

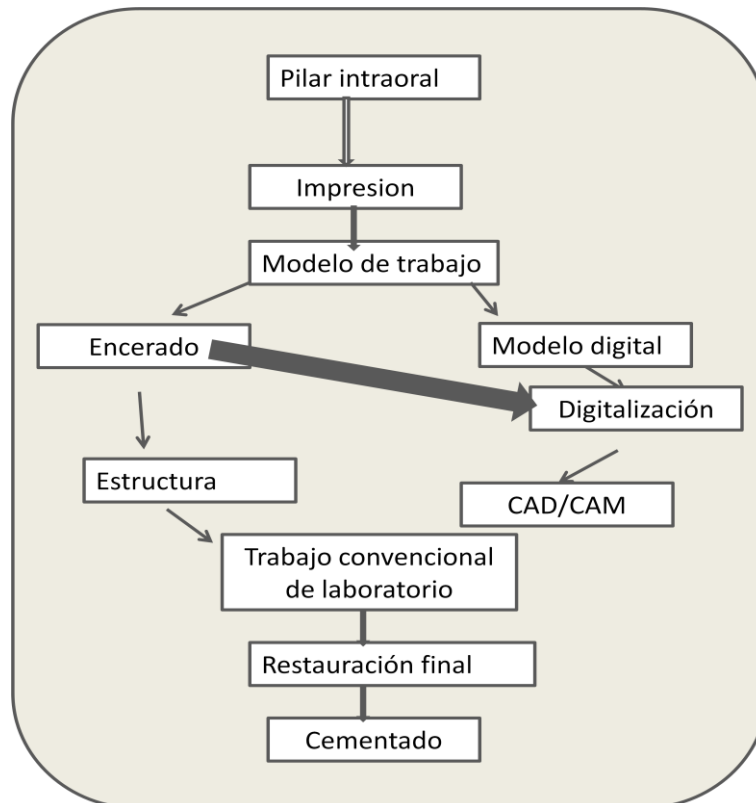


Figura 2: Tercera generación CAD/CAM

En esta generación, la aplicación de CAD/CAM está limitada a los procedimientos de laboratorio. Por ejemplo, aunque se fabrique una estructura de zirconio mediante el proceso de CAD/CAM, la restauración final se completaba de modo convencional utilizando la tecnología dental manual con técnicos dentales. De todas formas, el sistema CAD/CAM actual presenta una serie de ventajas: los nuevos materiales son seguros, estéticamente aceptables y duraderos, ha aumentado la eficiencia en el procedimiento del laboratorio, la fabricación de la restauración es rápida y ha aumentado la calidad de la restauración en cuanto al ajuste, la duración mecánica y la predictibilidad. Estas ventajas benefician a los pacientes.<sup>7</sup>

Debido a la rápida evolución de las nuevas tecnologías, especialmente la tecnología óptica, existen nuevos escáneres intraorales disponibles. La aplicación de los sistemas CAD/CAM evoluciona hacia una cuarta generación. Existen por lo menos cuatro sistemas de escáneres intraorales en el mercado.

Además de las herramientas para la fabricación de las restauraciones, la tecnología está disponible para comunicarse con los pacientes, el diagnóstico, el plan de tratamiento y la cirugía guiada. La Odontología digital está siendo clave para el futuro de la profesión<sup>7</sup>

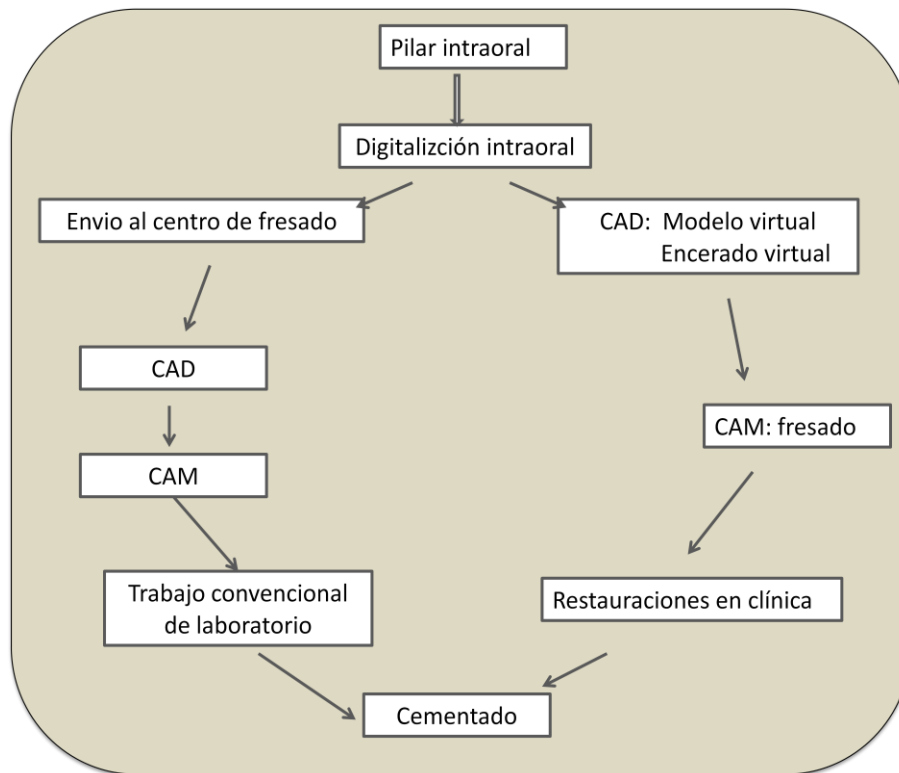


Figura 3: Cuarta generación CAD/CAM

En 1995, Charles J. Goodacre utilizó una serie de procedimientos clínicos para facilitar la fabricación de prótesis completas y prótesis implantosoportadas. Estos mismos procedimientos se pueden adaptar también a la fabricación de prótesis completas con la tecnología CAD-CAM.<sup>9</sup>

Actualmente es posible escanear la morfología de las arcadas y transferir los datos digitales a un software de CAD donde se pueden colocar los dientes adecuadamente de manera virtual. Posteriormente, el técnico de un laboratorio dental exporta la forma básica de los dientes a la fresadora para poder fabricar las prótesis completas superiores e inferiores.<sup>14</sup>

Además de esta técnica clínica, el prototipo de programa CAD (Programa de Arreglo de Dientes en 3D) fue desarrollado por Goodacre en 2009.<sup>9</sup>

Este tipo de software se creó con 4 propósitos:

- 1- Controlaran su diseño y su uso.
- 2- Que los estudiantes visualizaran los distintos tipos de esquemas oclusales que se pueden crear para las prótesis completas mediante la producción de los movimientos mandibulares.
- 3- Que los estudiantes supieran modificar los dientes antes de su envío al laboratorio.
- 4- Que la facultad desarrollara una librería de arreglos dentales aceptables o inapropiados para poder asesorar al estudiante.

Este programa se utilizó por primera vez con los estudiantes de segundo en la Universidad de Loma Linda en el año 2010.<sup>9</sup>

Un estudio clínico describió la primera prótesis parcial removible (PPR) de cromo-cobalto producida con el sistema CAD/CAM y con las tecnologías de prototipado rápido. El proceso requiere el escaneado óptico del modelo del paciente. En investigaciones previas se utilizaron tecnologías CAD similares para realizar PPR mediante un sistema de prototipo rápido. Este caso utilizó la fusión selectiva por láser para fabricar el esquelético de cromo-cobalto. Se terminó la prótesis utilizando los métodos convencionales del laboratorio dental. Los resultados fueron comparables a una PPR obtenida por el método convencional<sup>15</sup>.

En otro estudio, una paciente de 75 años presentaba ausencia bilateral de sectores posteriores. Se le tomaron impresiones para obtener los modelos de escayola. Se escaneó el modelo del paciente con un escáner de luz blanca y se fabricó mediante el prototipado rápido.

Los resultados obtenidos fueron satisfactorios. Aunque presentaba cierta porosidad, no impedía que hubiese una adecuada funcionalidad.<sup>16</sup>

### **1. 3 Método de funcionamiento**

El diseño asistido por ordenador (CAD), es la utilización de un sistema informático para la creación, el análisis, la modificación o la optimización de un diseño.<sup>17</sup> En la industria se empezó a utilizar en la década de los 60. Su finalidad es aumentar la productividad de la fase de diseño, mejorar su calidad, mejorar la comunicación en el diseño y crear una base de datos con vistas a la fabricación. El diseño CAD produce un archivo informático. Éste generalmente está preparado para su impresión en 3D o para el mecanizado posterior.

El diseño CAD se puede utilizar para diseñar figuras y curvas en un espacio bidimensional o superficies, curvas y cuerpos sólidos en un espacio tridimensional. En el caso de la Odontología, el escaneado convierte el diente preparado en una imagen tridimensional.<sup>5</sup>

La fabricación asistida por ordenador (CAM) es la fabricación de piezas mediante máquinas-herramienta controladas por ordenador.<sup>18</sup> Una máquina herramienta es un tipo de máquina que se utiliza para dar forma a materiales sólidos, principalmente metales. El moldeado de la pieza se realiza por la eliminación de una parte del material, que se puede realizar por arranque de viruta, por estampado, corte o electroerosión. El propósito principal de la fabricación CAM es crear un proceso de fabricación más rápido y que sea más preciso y más repetible y se basa en un diseño CAD previo.



**Figura 4: Máquina herramienta**

En oposición a la fabricación CAM, que es por eliminación de material, está la fabricación por adición de un objeto tridimensional mediante la superposición de capas.<sup>19</sup> Los tres tipos con los que nos encontramos son:

1. Deposición de material fundido: una tobera muy fina va depositando material fundido, ya sea plástico o metal, en forma de filamento. La pieza se produce por la superposición de capas formadas de esta manera, que se endurece nada más ser depositado.
2. Agregación de material granular: se va fundiendo de manera selectiva y capa a capa . El material está en forma granular. Al fundirse, las partículas sueltas quedan unidas. Comprende la sinterización láser, que puede ser de metales o plásticos, la fundición por haz de electrones y la impresión por inyección de material aglutinante.
3. Fotopolimerización: en una batea de resina líquida fotopolimerizable con luz ultravioleta, un láser ultravioleta va polimerizando capas de forma secuencial hasta formar la pieza. Recibe el nombre de estereolitografía. También se denomina así para otros materiales como el yeso.

## **1.4 Escaneado 3D**

El escaneado 3D es el análisis de un objeto para recabar información de su superficie obteniendo un modelo digital tridimensional del mismo. Se realiza mediante escáneres 3D.

Fuera del ámbito odontológico se utilizan en el diseño industrial, la ortopedia, la ingeniería inversa, la impresión 3D, la fabricación CAD, el control de calidad y en la documentación cultural de objetos.<sup>20</sup>



**Figura 5: Escaneado en 3D**



**Figura 7: Imagen 3D**

En el campo dental el ordenador traduce la información del escaneado en un mapa tridimensional de la boca del paciente. Luego el operador diseña la forma de la restauración utilizando el ordenador. El diseño de la restauración es utilizado por la máquina de fresado para crear la forma del material de restauración.<sup>5</sup>

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

Los escáneres 3D se parecen a las cámaras fotográficas. Como las cámaras, tienen un campo de visión en forma de cono y no pueden recoger información de superficies que estén ocultas. El escáner recoge, en cada “imagen” que toma, información de la distancia de cada punto de la superficie del objeto dentro de su campo de visión. Normalmente con un solo escaneado no se puede obtener toda la superficie del modelo, por lo que se realizan varios, incluso cientos, de escaneados para poder registrar toda la superficie del objeto. Todos estos escaneados han de llevarse a un sistema de referencia de coordenadas común, proceso que recibe el nombre de alineamiento, y que conlleva la fusión de los escaneados para obtener un modelo completo del objeto.

## **1.5 Tipos de escáneres 3D en la industria**

Hay muchos tipos de escáneres 3D, en función de las aplicaciones para las que van a servir.

### **1.5.1 Contacto**

Los primeros escáneres en aparecer en la industria en general fueron los escáneres de contacto. Siguen teniendo vigencia, siendo los más precisos, pero los más lentos. Los escáneres de contacto utilizan siempre algún tipo de sonda, que toca puntualmente la superficie que se quiere medir o es arrastrada por ella.

Estos escáneres no se ven afectados por las características ópticas de la superficie del objeto, pero se pueden ver afectados por las características físicas del objeto. Si se quiere medir un objeto blando como la goma o la silicona en el caso del campo odontológico, éste se puede deformar y distorsionar el escaneado.<sup>21</sup>

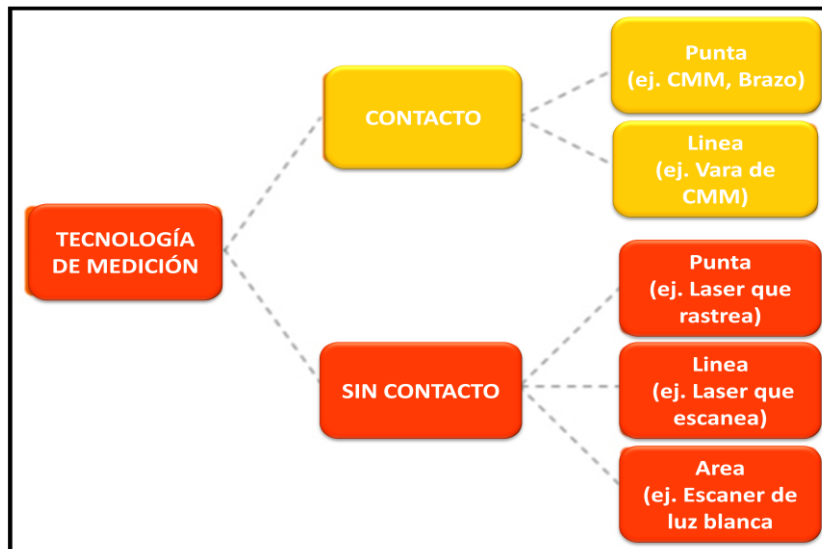


Figura 8: Clasificación tipos de escaneados

Debido a la necesidad de contacto con toda la superficie el objeto, estos escáneres tienden a ser lentos.

Pueden ser de tres tipos:

#### 1.5.1.1 Máquina de medición por coordenadas

También llamada CMM, por sus siglas en Inglés de “coordinate measuring machine”. Consiste en una superficie horizontal amplia, generalmente de mármol, con un brazo robótico que se mueve por unos carriles en los tres ejes del espacio. Dicho brazo generalmente termina en una sonda acabada en una bola de rubí o de metal. Dicho brazo se mueve manual o automáticamente hasta entrar en contacto con el objeto que se quiera medir, registrándose en qué posición del espacio está situado el brazo en ese momento, con una precisión de micras.



**Figura 9: CMM**

Se monta la máquina sobre una base de mármol porque supone una gran masa con mucha inercia térmica que se ve poco afectada por los cambios de temperatura externos y por tanto se contrae o dilata muy poco. Si no fuera así serían más imprecisas.

Se utiliza generalmente para hacer mediciones sobre la forma y dimensiones de un objeto y compararlas con las dimensiones del diseño CAD.

La precisión de una CMM es normalmente de 1-2 micras, un orden de magnitud más que la precisión de un escáner óptico, al menos en el eje X-Y, a día de hoy.<sup>22</sup> En el eje Z (profundidad) pueden llegar a tener una exactitud similar.

Sin embargo, la velocidad de escaneado de una CMM es lenta. En el tiempo en el que un escáner óptico mide millones de puntos, una CMM mide una docena de ellos.

Al medir una cantidad menor de puntos, también tiene dificultades para medir objetos intrincados con formas complejas.

#### **1.5.1.2 Brazo articulado**

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



**Figura 10: Brazo articulado**

### **1.5.1.3 Combinación de CMM y brazo articulado**

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

### **1.5.2 No contacto (óptico)**

Los escáneres de no-contacto utilizan siempre algún tipo de radiación electromagnética, generalmente luz, para realizar sus mediciones.

Estos escáneres, en comparación con los de contacto, son muy rápidos y no distorsionan 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 traslúcidas 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<sup>22</sup>.

Pueden realizar mediciones de punto en punto, captar una línea (generalmente los escáneres láser) o una superficie entera. Éstos últimos recogen mucha más información en el

mismo tiempo y pueden ser, por tanto, más precisos<sup>22</sup>. Además no presentan el problema de tener que alinear unas líneas con otras, como en el caso de los que proyectan una única línea. En éste último caso, se necesita de otro sistema de referencia para combinar correctamente esas líneas. Por eso los escáneres láser van montados con frecuencia en el brazo de una CMM o se tienen que combinar con la fotogrametría.

### 1.5.2.1 Escáneres de luz estructurada

Los escáneres ópticos proyectan un patrón de luz, que puede ser de distintos colores. Reciben el nombre de escáneres de luz estructurada. Aunque lo normal es que se trate de luz blanca o azul, también pueden llegar a ser de 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<sup>23</sup>. Un haz láser proyectado sobre una superficie roja apenas se verá. Lo mismo ocurre con un escáner de luz azul sobre una superficie azul. Un escáner de luz blanca, al tener un espectro más amplio, se ve menos afectado por esto, pero aun así tendrá dificultades con un objeto completamente negro.

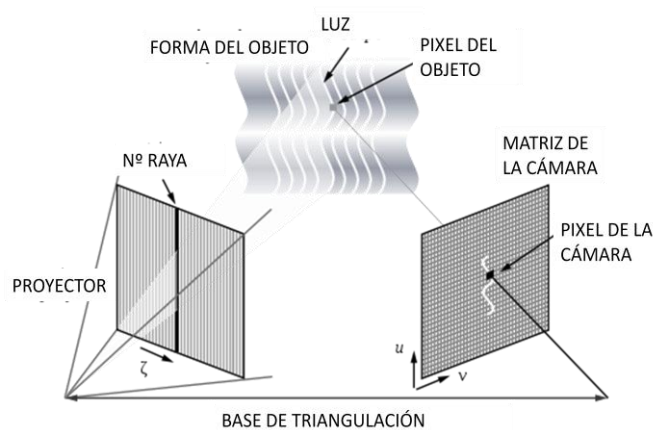


Figura 11: Método luz estructurada

Para trabajar más rápido, estos escáneres proyectan muchas franjas paralelas de luz al mismo tiempo, de manera que se obtiene mucha información en poco tiempo. Este aumento en la cantidad de información además hace que sean por lo general más precisos que el resto de escáneres ópticos.<sup>24, 25</sup>

### 1.5.2.2 Escáneres de luz láser

Estos escáneres funcionan proyectando un punto de luz sobre el modelo y observando mediante una cámara la altura a la que queda ese punto para deducir por triangulación la altura a la que se sitúa el punto del modelo que se está observando. Para ahorrar tiempo, en realidad lo que se proyecta es una línea de luz láser, no sólo un punto.

Estos escáneres producen menos reflejos en la superficie que los de luz estructurada<sup>24</sup>.

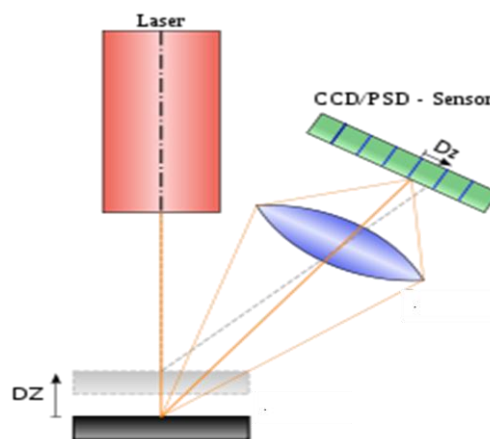


Figura 12: Método luz láser

### 1.4.2.3 Escáneres de microscopía confocal y holografía confocal.

Se trata en realidad de un subtipo de los escáneres de luz estructurada o del láser. Es una técnica óptica utilizada para aumentar la resolución y el contraste mediante iluminación puntual y un cono para eliminar la luz ajena a la fuente de luz del aparato<sup>26</sup>. La ventaja principal es que permite leer detalles estrechos del modelo de estudio.

## **1.6 Tipos de escáneres CAD/CAM en Odontología:**

Todo proceso CAD/CAM en Odontología comienza con la digitalización de la superficie sobre la que va a ir la restauración. Para poder pasar el diente preparado a una imagen virtual, existen distintos métodos de digitalización disponibles<sup>27</sup>, que son derivados de los que existen en la industria para otras aplicaciones.

El sistema CAD/CAM se puede clasificar en dos tipos según el método de producción. El sistema directo en clínica es el que escanea la preparación directamente en boca y fabrica la restauración allí mismo o de forma indirecta enviando los datos al laboratorio. El más conocido mundialmente de fabricación in situ es el sistema CEREC, aunque también son conocidos los sistemas Sopher y DentiCAD<sup>5</sup>. Con este sistema se eliminan la toma de impresión y el vaciado<sup>7, 27, 28</sup>. Disminuyendo así dos pasos que influyen en la precisión del resultado final<sup>27</sup>. Sin embargo, nos encontramos con el área reducida de la boca que hace que se introduzcan más errores<sup>25</sup>. Entre los intraorales nos encontramos con Lava<sup>®</sup>C.O.S, iTero, E4D y CEREC<sup>®</sup> AC, que han ido mejorando a lo largo del tiempo. Se han publicado estudios de estos sistemas con buenos resultados<sup>29-31</sup>. Al principio se utilizaban para los inlays y onlays, sin embargo actualmente también se aplican en coronas y puentes<sup>7</sup>.

Los métodos de escaneado indirecto escanean el modelo hecho a partir de una impresión. Muchos de estos sistemas producen estructuras que requieren a un técnico dental para añadir la cerámica estética 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, se envía nuevamente al laboratorio, donde se agrega por el recubrimiento estético cerámico. Tiene la ventaja de que todas las estructuras se fabrican en un único sitio, en un ambiente industrial, logrando un control de calidad óptimo<sup>5, 28</sup>.

Los escáneres extraorales se dividen en: ópticos y mecánicos. Los ópticos pueden ser de tipo láser o de luz blanca<sup>3</sup>.

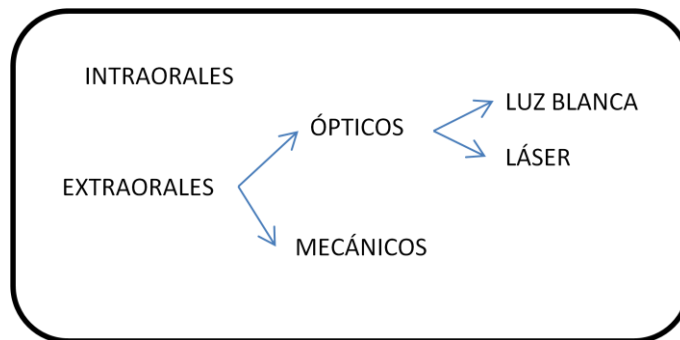


Figura 13: Clasificación escáneres

### 1.61 Escáneres de luz estructurada/blanca:

Ejemplos de este tipo de escáner son Lava Scan de 3M, Imetric 3D, KaVo, etc.

Estos escáneres, en comparación con los de luz láser, tienen en principio su mayor exactitud debido a que cuentan con más información, al disponer de multitud de bandas que se van orientando con distintas angulaciones, al contrario que los de luz láser, que proyectan una única banda de luz.

Se ven afectados por las superficies brillantes o traslúcidas, con lo que generalmente es necesario utilizar un spray para eliminar los brillos del modelo.

### 1.6.2 Escáneres de luz láser

Algunos ejemplos de este tipo de escáner son: 3Shape, Wieland Zeno, Cynoprod, etc.

Hay autores que afirman que este tipo de escáneres produce menos reflejos en la superficie del modelo, que es algo perjudicial para el escaneado<sup>25</sup>.

El método de CAD/CAM óptico más utilizado es el sistema CEREC®. Se diseñó para aunar en una única unidad móvil los procesos de escaneado óptico y fabricación de la restauración dirigida por ordenador. Su gran versatilidad permite el empleo de numerosos materiales. En 2001 surgió el sistema Cerec® In-Lab ampliando el rango de materiales.<sup>32</sup>

En cuanto al tiempo de escaneado nos encontramos con varias posibilidades. El escáner VIVID700 tarda 0,6 segundos en cada escaneo. Esto se debe a que emite un haz láser en horizontal al objeto y lo escanea con un espejo galvánico. En total son 25 segundos para obtener el modelo entero<sup>33</sup>.

Otros escáneres con los que nos encontramos son el DentaScope (3D Alliance) y D200 (3Shape). Ambos son una línea de laser de triangulación. En un estudio se comprobó que tanto uno como otro tenían una precisión adecuada, sin embargo era mayor en Dentscope<sup>28</sup>.

Para que haya una precisión adecuada, se requiere que estén entre 50-75µm. En ambos escáneres los resultados están por debajo de estas cifras, según el fabricante<sup>28</sup>.

Las **ventajas** de los escáneres extraorales ópticos son<sup>34</sup>:

- De fácil instalación, reproducible y seguro
- No hay contacto mecánico entre el objeto y las unidades de detección, no hay que tener en cuenta la dureza y la forma del objeto. Esto es importante para el campo de la prótesis<sup>3, 34</sup>
- Para una medición se requiere poco tiempo (5 segundos)
- El sistema es económico y se puede utilizar una cámara CCD normal y un ordenador personal
- La precisión del sistema es altamente satisfactoria, aunque no hay suficientes estudios que lo verifiquen
- La reproductibilidad es asequible para estudios longitudinales

- Disminuye el error del operador obteniendo así una mayor precisión<sup>35</sup>

Para poder utilizar el escáner óptico hay una serie de requisitos que hay que tener en cuenta<sup>34</sup>:

- Para poder realizar la triangulación se requiere un ángulo de 60° entre la línea perpendicular a la superficie que se mide y el campo de visión de la adquisición primaria
- Se debe realizar en un ambiente neutral y estable, con luz tenue y sin ningún tipo de vibración<sup>8</sup>
- Se deben evitar materiales transparentes, reflectivos, difusivos o negros, porque es difícil adquirir los datos de estos objetos. De todas formas se soluciona aplicando una capa fina de material blanco que sea mate y que contenga óxido de titanio<sup>36</sup> o aerosoles micropigmentados<sup>25</sup>.

En cuanto a las **desventajas**<sup>34</sup>:

- Software requiere un aprendizaje especial
- Adquisición y mantenimiento
- Requiere un software determinado para analizar los datos<sup>35</sup>
- No presenta una precisión adecuada en los surcos y fosas<sup>37</sup>, debido a que en objetos oscuros o grandes ángulos el escáner no es capaz de leerlo<sup>38,39</sup>
- Dificultad del escaneo por los dientes adyacentes, la encía y la saliva que no permiten una buena visualización de la línea de terminación<sup>7</sup>

Varios ejemplos de escáneres extraorales ópticos son:

LASER	LUZ BLANCA
<ul style="list-style-type: none"><li>• Cerec (Sirona)</li><li>• Cicero (Cicero Dental Systems B.V.)</li><li>• Cercon (Dentsply)</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Everest (Kavo)</li><li>• Digident (Digident GmbH)</li></ul>

### **1.6.3 Escáneres de contacto**

En cuanto a los escáneres mecánicos, también llamados de contacto, obtenemos el modelo mediante el método convencional. Éste se digitaliza explorando la superficie del objeto mediante contacto físico, mientras el modelo es sujetado por un soporte. La restauración es diseñada en el ordenador y fabricada con distintas máquinas de procesamiento<sup>7</sup>. Es necesario escanear muy bien la preparación y el dispositivo debe tener una posición concreta con respeto al diente<sup>8</sup>.

Dos ejemplos de este tipo son el escáner Procera Forte, de Nobel Biocare y el Renishaw Dental Scanner, ambos fabricados por Renishaw.

El Dr. Andersson desarrolló el sistema de Procera® (primer escáner mecánico) alrededor de 1980<sup>7</sup>. Su método de funcionamiento es mediante un brazo articulado que acaba en una bola palpadora (sonda de lectura) de pequeño tamaño que va haciendo círculos por el exterior del modelo, registrando la posición del palpador muchas veces por segundo. Cada posición registrada se traduce en unas coordenadas del punto en cuestión que se está midiendo.

Al realizar el tallado hay que tener en cuenta que la línea de terminación debe ser en chamfer 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<sup>40</sup>.

La principal ventaja que presentan es que no se ven influidos por las características ópticas de la superficie que escanean, por lo que no les afectan los brillos de la superficie. No es necesario echar ningún spray a la superficie del modelo para eliminar los reflejos de luz.

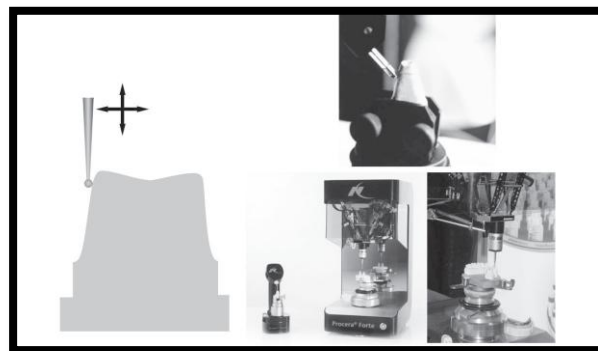
Otras ventajas que presentan los escáneres mecánicos son<sup>41</sup>:

- Económico en comparación con los ópticos
- Fácil de manejar
- Tiempo de escaneo: 5 minutos en total (modelo superior e inferior)

En cuanto a las desventajas<sup>21</sup>:

- Difícil medir los materiales suaves y flexibles debido a que se puede modificar la superficie o producir la deformación del objeto por el contacto entre ambos
- Zonas retentivas de menos de 2,5mm. de ancho y 0,5mm. de profundidad no las puede medir<sup>39</sup>
- Mayor tiempo de escaneo respecto a los escáneres ópticos, tanto láser como de luz visible<sup>42</sup>.

Los errores que se cometen en la medición con estos escáneres se deben a la geometría de los objetos (líneas de terminación muy finas, zonas retentivas muy profundas y morfologías oclusales complejas<sup>39</sup>) y se dice que son comparables a los escáneres ópticos. El contacto entre el escáner mecánico y la superficie del modelo es en un punto<sup>3, 21</sup>. Si la curvatura del objeto es igual al radio de la bola puede haber un área de contacto en vez de un punto. Si es menor de 0,5mm se disminuye mucho el error<sup>21</sup>.



**Figura 14: Escáner mecánico**

Al digitalizar los modelos, la medición debe presentar un número suficiente de puntos con suficiente precisión para definir la superficie y especialmente la línea de preparación. Esto significa que se necesitan un número determinado de puntos esparcidos sobre la superficie para que el software pueda crear una superficie completa y precisa con la reproducción de detalle suficiente. Esto es importante sobre todo para la línea de terminación<sup>27, 28, 35</sup>.

Al principio de la existencia del sistema Procera®, la información digital se enviaba al laboratorio dental Procera Sandvik AB en Estocolmo. Antes de remitir las restauraciones al odontólogo, se coloreaba y vitrificaba en el laboratorio dental según las necesidades. En marzo de 2009 se presentó en Colonia (Alemania) la última versión del sistema que permite la digitalización óptica mediante la microscopía confocal<sup>32</sup>.

#### **1.6.4. Principales escáneres extraorales de uso dental.**

Además de los tres escáneres con los que se ha realizado este estudio, existen muchos más escáneres de laboratorio en el mercado.

##### **1.6.4.1 Cendres Metaux**

Es un escáner de luz estructurada de tipo LED en franjas. Hay tres tipos: 103, 103a y 103i, que poseen una exactitud de entre 5 y 20µm, según el fabricante<sup>43</sup>.

##### **1.6.4.2 Ceramill**

También es un escáner abierto de luz estructurada en forma de bandas. Comercializado por AmannGirrbac. Existen dos modelos: map100 y map300 y ambos tienen una exactitud de 20µm<sup>44, 45</sup>.

### **1. 6.4.3 Cono Scan 4000**

Se trata de un escáner abierto de holografía confocal. Originalmente fabricado por Optimet, se comercializa también por Nobel Biocare bajo el nombre de Nobel Procera Optical Scanner, siendo el escáner de su sistema Procera en la actualidad<sup>46, 47</sup>.

### **1. 6.4.4 Cyno Prod i3.5**

Es un escáner láser abierto cuya exactitud, según el fabricante es de 20µm y una resolución de 30µm. Fabricado por Numeq Inc<sup>48</sup>.

### **1. 6.4.5 DentalScan**

Es un láser de luz blanca con una precisión de 15µm según el fabricante, que es Shining3D USA Inc<sup>49</sup>.

### **1. 6.4.6 Kavo Everest Scan II**

Se trata de un escáner de luz estructurada blanca con proyección de bandas. La empresa fabricante Breuckman afirma que tiene una precisión de 10µm<sup>50, 51</sup>.

### **1. 6.4.7 Maestro 3D**

Este escáner también es de luz estructurada blanca con proyección de bandas y es abierto. Según el fabricante tiene una precisión de 10µm<sup>52</sup>. Está comercializado por Age Solutions y Simple3Dent<sup>53</sup>.

### **1. 6.4.8 Openscan 100**

Es un escáner láser abierto fabricado por la empresa LaserDenta. Tiene una precisión de 20µm según el fabricante. Está comercializado directamente por Laserdenta y por Centraldental, Italor y Cardent International Inc<sup>54</sup>.

#### **1. 6.4.9 ReVeng Dental**

Se trata de un escáner abierto de luz estructurada con una exactitud de 5  $\mu\text{m}$  y una precisión de 2  $\mu\text{m}$ , según el fabricante. Open Technologies es el fabricante e Iddentic se encarga de la comercialización<sup>55</sup>.

#### **1. 6.4.10 Scansystem DentalVision**

Es un escáner abierto de luz estructurada que tiene una exactitud de 10 $\mu\text{m}$  y una resolución de entre 20 y 30  $\mu\text{m}$ , según el fabricante. Está comercializado por Sweden & Martina<sup>56, 57</sup>.

#### **1. 6.4.11 Scan Fit**

Es un escáner abierto fabricado por GT-Medical<sup>58</sup>.

#### **1. 6.4.12 Shape Grabber**

Shape Grabber comercializa un escáner láser llamado Ai210D 3D Dental Laser Scanner y afirma que posee una exactitud de 40  $\mu\text{m}$ <sup>59</sup>.

#### **1. 6.4.13 Sirona inEos Blue**

Se trata de un escáner abierto de luz estructurada azul comercializado por Sirona<sup>60</sup>. Mehl y cols realizaron un estudio según el cual tiene una exactitud de 19 $\mu\text{m}$ <sup>61</sup>.

#### **1. 6.4.14 Solutionix Rexcan DS2**

Este escáner de luz estructurada blanca, fabricado y comercializado por Solutionix, posee una exactitud de 10 $\mu\text{m}$ , según el fabricante. En España las empresas que se encargan de comercializarlo son Sariki Metrología y MeditDental<sup>62</sup>.

#### **1. 6.4.15 ZirkonZahn S600**

Este escáner utiliza la tecnología de la luz estructurada blanca en franjas de luz y posee una exactitud según el fabricante, que es Polygon Company, de 10 $\mu\text{m}$ <sup>63</sup>.

#### **1. 6.4.16 Zfx**

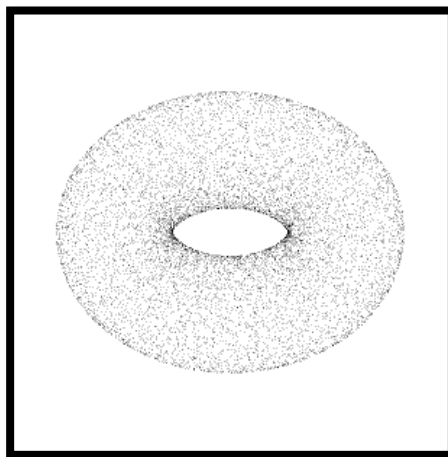
La casa Zfx comercializa dos escáneres, el Zfx Scan III, que es el anteriormente mencionado Solutionix, y Zfx Evolution, que es un escáner de luz estructurada verde y tiene una exactitud de  $9\mu\text{m}^{64}$  según el fabricante.

### **1.7 Consideraciones técnicas sobre los archivos CAD**

La información de un diseño CAD se recoge en un archivo informático que puede tener más de 70 formatos<sup>65</sup>, pero en lo que a este estudio concierne son importantes tres:

#### **1.7.1 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, que registran en forma de archivo de nube de puntos



**Figura 15: Nube de puntos de un toroide**

### 1.7 .2 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”, que recibe su nombre de la estereolitografía (STereoLithography).

Existe otro acrónimo más utilizado hoy en día para el archivo .STL que es Standard Triangle Language.

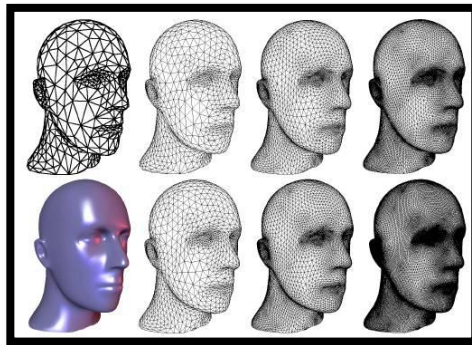


Figura 16: Ejemplo de malla poligonal

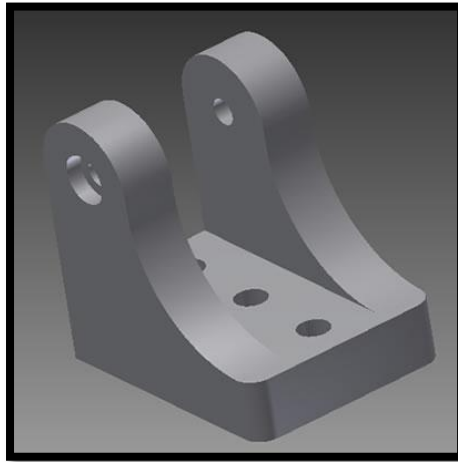
El formato STL describe sólo la forma de la superficie del modelo, sin ninguna representación de color ni textura. Se utiliza tanto en la fabricación CAD como en la impresión 3D.

### 1.7 .3 Modelo paramétrico:

Es un formato de datos en el que la superficie o el volumen de un objeto se descompone en áreas (teselas<sup>66</sup>) que puedan ser definidas por la misma fórmula matemática, dando lugar a una superficie continua, al contrario que el formato STL, que produce polígonos basados en una nube de puntos.

El formato principal en el que se expresan los archivos de imagen parametrizados es el codificado como IGES (“.igs”), que es un formato neutral de datos que permite el intercambio

digital de información entre sistemas de diseño asistido por computadora (CAD)<sup>67</sup>. Recibe su nombre de Initial Graphics Exchange Specification.



**Figura 16: Modelo paramétrico**

## **8. Concepto de exactitud, precisión y resolución**

### **1.8.1 Exactitud**

Es la capacidad de un instrumento de acercarse al valor de la magnitud real<sup>68</sup>.

Suponiendo varias mediciones, no se trata del error de cada una, sino de la distancia a la que se encuentra la medida real de la media de las mediciones.

Exactitud es la cercanía del valor experimental obtenido al valor exacto de dicha medida. El conocimiento del valor exacto de una magnitud física es un concepto utópico, ya que es imposible conocerlo sin incertidumbre alguna.

### 1.8.2 Precisión

Es la dispersión del conjunto de valores obtenidos de mediciones repetidas de una magnitud. Cuanto menor es la dispersión mayor la precisión. Una medida común de la variabilidad es la desviación estándar de las mediciones y la precisión se puede estimar como una función de ella<sup>68</sup>.

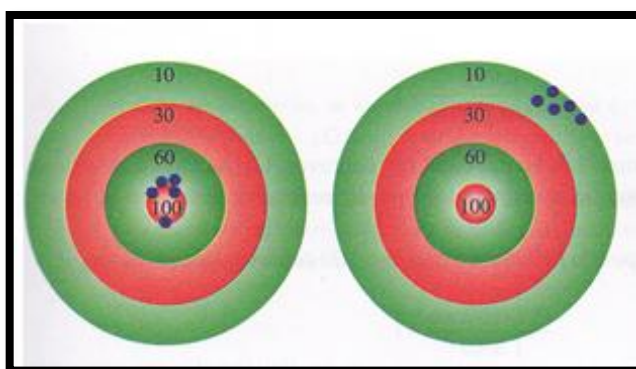


Figura 17: Precisión y exactitud

### 1.8.3 Resolución

La resolución de una imagen es cuánto detalle puede observarse en esta. Tener mayor resolución se traduce en obtener una imagen con más detalle. La resolución expresa el número de píxeles que forman una imagen de mapa de bits. La calidad de una imagen, también depende de la resolución que tenga el dispositivo que la capta. El número de píxeles que contenga una imagen dependen de cuántos píxeles utilice el sensor CCD de la cámara para captar la imagen.<sup>69</sup>

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

Esos puntos detectados hay que referenciarlos respecto a un sistema de coordenadas.

## **1.9 Sistema de coordenadas**

Un sistema de coordenadas es un sistema que utiliza uno o más números (coordenadas) para determinar unívocamente la posición de un punto o de un objeto geométrico<sup>70</sup>. Se las suele representar con letras, como por ejemplo «la coordenada-x». Un ejemplo corriente es el sistema que asigna longitud y latitud para localizar coordenadas geográficas.

Existen muchos sistemas de coordenadas, pero el más utilizado y que concierne más a este estudio es el sistema de coordenadas cartesianas. En un espacio euclídeo (el espacio tridimensional ordinario), un sistema de coordenadas cartesianas se define por dos o tres ejes ortogonales (perpendiculares entre sí) igualmente escalados, dependiendo de si se trata de un sistema bidimensional o tridimensional. El valor de cada una de las coordenadas de un punto es igual a la proyección ortogonal del vector de posición de dicho punto sobre un eje determinado.

## **2.JUSTIFICACIÓN y OBJETIVOS**

La confección de una restauración protésica con tecnología CAD/CAM indirecta consta de varias fases clínicas y de laboratorio: la toma de impresiones, el escaneado extraoral, el diseño por software de la restauración, el mecanizado de la misma y el postprocesado correspondiente. Cada nueva fase va añadiendo un error parcial a la anterior de forma que la suma de errores de todas las fases es el error total del proceso<sup>71</sup>.

A la hora de realizar una restauración CAD/CAM los tres procesos potenciales de error que le son exclusivos en comparación con una técnica de fabricación convencional son<sup>72</sup>:

1. El escaneado de la superficie sobre la que se va a hacer la restauración.
2. El diseño CAD de la restauración a partir de esos datos.
3. El mecanizado de la restauración (CAM)

Distintos estudios han analizado los errores cometidos en las distintas fases del proceso CAD /CAM. Así, se encuentran estudios que evalúan la exactitud y la precisión del mecanizado y la cifran en 15.5  $\mu\text{m}$ <sup>72</sup>, 1 a 68  $\mu\text{m}$ <sup>73</sup>, 52.6 a 142  $\mu\text{m}$ <sup>74</sup>. También nos encontramos con publicaciones sobre el error introducido en el tratamiento informático de los datos procedentes de los escáneres, que puede estar entre 2 y 5  $\mu\text{m}$ <sup>24, 25</sup>. Y por supuesto, también hay publicaciones sobre la exactitud y la precisión del escaneado<sup>3, 21, 23, 25, 27, 28, 33, 42, 71, 75-79</sup>. Sin embargo, muchos de estos estudios no presentan una referencia espacial fiable con la que comparar los escaneados<sup>3, 21, 27, 42, 79</sup>,

Teniendo en cuenta que la fase de escaneado supone la primera fase específica de la tecnología CAD/CAM parece razonable analizar si dicha etapa puede o no ser dependiente del instrumento de medición que se utilice. Por ello, se consideró que la evaluación y comparación de la “fiabilidad” de lectura de distintos escáneres de uso frecuente en los laboratorios dentales, podía ser de utilidad científica.

Este trabajo de fin de Máster en Ciencias Odontológicas supone el principio de un estudio más amplio que se llevará a cabo y en el que se analizará el comportamiento de 7 escáneres distintos.

Para la realización de este trabajo, se consideró solamente la utilización de los 3 escáneres más representativos en base a la consecución de los siguientes objetivos:

1. Determinar la resolución, (en puntos/mm<sup>2</sup>) precisión (en  $\mu\text{m}$ ) y exactitud (en  $\mu\text{m}$ .) de 3 escáneres extraorales utilizados para la realización de restauraciones CAD/CAM
2. Comparar los resultados de resolución de los 3 escáneres extraorales estudiados, señalando si existen diferencias estadísticamente significativas entre ellos.
3. Comparar los resultados de precisión y exactitud obtenidos por cada uno de los escáneres, señalando si existen diferencias estadísticamente significativas entre ellos.
4. Evaluar la fiabilidad de cada escáner en función de las distintas áreas topográficas representadas en la probeta patrón.
5. Comparar entre los tres escáneres utilizados, los resultados obtenidos en las distintas áreas topográficas de la probeta patrón, señalando si existen diferencias estadísticamente significativas entre ellos.

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

- 1) No existen diferencias estadísticamente significativas entre los distintos escáneres evaluados a nivel de la precisión que presentan.
- 2) No existen diferencias estadísticamente significativas entre los distintos escáneres evaluados a nivel exactitud que presentan.

- 3) No existen diferencias estadísticamente significativas en la fiabilidad de medición que cada uno de los escáneres obtienen en las distintas zonas topográficas estudiadas por ellos.
- 4) No existen diferencias estadísticamente significativas en la fiabilidad de medición intraescáner e interescáner para cada una de las zonas topográficas estudiadas.

# **3.MATERIAL Y MÉTODO**

Para iniciar este estudio se confeccionó un modelo maestro con la forma de un diente tallado. Se diseñó mediante el programa Rhinoceros® 4.0 SR, utilizado en diseño CAD, con unas características geométricas determinadas para que se ajustara a las necesidades del estudio. El modelo presentaba:

- Zonas de superficie lisa.
- Zonas de cantos vivos.
- Zonas curvas.
- Una acanaladura.

El modelo era premolar superior, aunque se simplificó para que tuviera una geometría sencilla. Sus características fueron:

- 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.

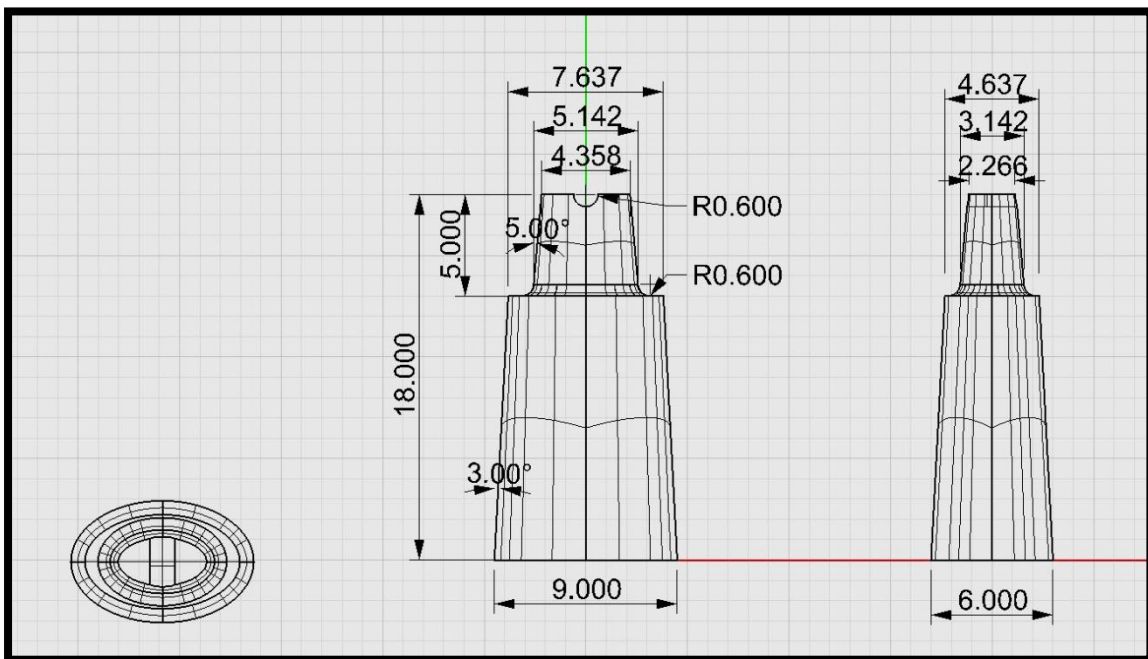


Figura 18: Esquema del premolar superior

Dicho diseño se utilizó para confeccionar el modelo maestro mediante el mecanizado de un disco de 10 cm de diámetro y 18 mm de grosor de un material llamado PEEK.

El PEEK (polieteretercetona) (Ketrón® Peek 1000) es un material termoplástico parcialmente cristalino, que combina buenas propiedades mecánicas, de resistencia a la temperatura y resistencia química. Se utiliza generalmente para reemplazar al PTFE (politetrafluoretileno – teflón) cuando se necesita más resistencia a la compresión o al desgaste y como sustituto de componentes de metal. Es un material que se emplea en la industria en general, y más aun en los sectores de alta tecnología como los de la industria aeroespacial, nuclear, química, eléctrica y alimenticia. La característica más útil para este estudio fue su estabilidad dimensional y su resistencia al desgaste, haciendo que el modelo maestro se mantuviera inalterable durante este estudio. Además posee un color neutro con un valor alto (es de color claro), similar al de la escayola piedra mejorada, lo que facilitó el escaneado de los escáneres ópticos.

Sus características son las siguientes<sup>80</sup>:

- Rango de temperatura de trabajo -60°C +250°C.
- Muy alta resistencia mecánica, rigidez y dureza.
- Resistencia sobresaliente a la corrosión química y a la hidrólisis.
- Buena resistencia a la fluencia, incluso a temperaturas elevadas.
- Alto límite de fatiga.
- Alta tenacidad.
- Muy buena resistencia al desgaste.
- Muy buena estabilidad dimensional.
- Resistencia intrínseca a la llama.
- Muy bajo nivel de humo durante la combustión.
- Buenas propiedades dieléctricas y de aislamiento eléctrico.
- Resistencia excepcional a los rayos de alta energía.
- Esta aprobado por la FDA para contacto con alimentos.



**Figura 9: Fresado del premolar**



**Figura 21: Premolar terminado**

El mencionado disco de PEEK se fresó con la forma diseñada del modelo maestro en la fresadora VENTURE VDM 11.4, empleada en centros de fresado en Odontología para el mecanizado de distintos materiales CAD-CAM.

Posteriormente dicho modelo maestro se escaneó con tres escáneres de laboratorio distintos:

1. 3Shape D640 (láser)
2. Imetric IScan D101 (luz estructurada blanca)
3. Renishaw incise (táctil)

### **3.1 Escáneres analizados**

#### **3.1.1 3Shape D640**

Se trata de un escáner láser. 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 escanear así 350º de una esfera.<sup>81</sup>



Figura 22: Escáner 3Shape

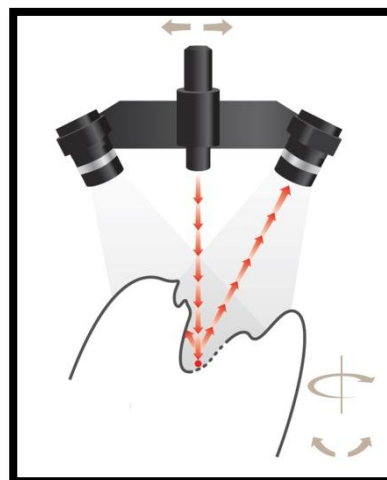


Figura 23: Movimiento en tres ejes

Es un sistema abierto, lo que quiere decir que sus escaneados tienen un formato STL sin encriptar, pudiéndose utilizar posteriormente para diseñar y mecanizar el trabajo con aparatos que no sean de 3Shape.

El software correspondiente a los escáneres de 3Shape permite realizar los siguientes tipos de trabajos:

- Coronas individuales
- Puentes de 2 a 14 dientes
- Coronas telescópicas
- Estructuras para prótesis mixta
- Carillas
- Incrustaciones
- Onlays
- Coronas sobre implantes
- Pilares de implantes
- Aparatos de ortodoncia
- Encerados
- Estructuras de prótesis removibles
- Estructuras de prótesis híbridas
- Férulas para cirugía guiada
- Modelos estereolitográficos
- Férulas de descarga

Los tiempos de escaneado (según el fabricante) serían los siguientes:

- Diente unitario: 40 s, generando 150.000 puntos
- Punte de 3 piezas: 4 minutos, generando 300.000 puntos
- Modelo completo: 5 minutos, generando 1.000.000 puntos

### **3.1.2 Imetric IScan D101**

Es un escáner de luz estructurada blanca<sup>82</sup>. Su cámara tiene 1.3 Megapíxeles y tarda entre 1 y 2 minutos por elemento escaneado. También en un sistema abierto.

Su software permite realizar las siguientes aplicaciones:

- Coronas individuales
- Puentes de 2 a 14 dientes
- Incrustaciones
- Onlays
- Coronas sobre implantes
- Pilares de implantes
- Encerados
- Estructuras de prótesis removibles
- Estructuras de prótesis híbridas
- Modelos estereolitográficos<sup>83, 84</sup>

### **3.1.3 Renishaw incise TM**

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, que va montada en un brazo articulado.



Figura 24: Escáner Imetric

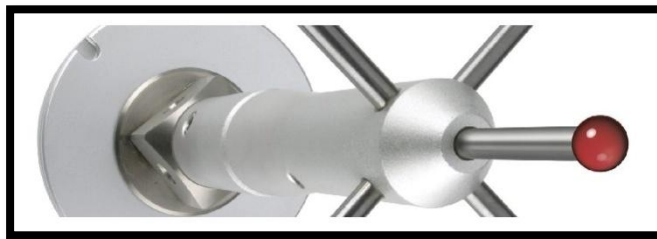


Figura 25: Bola palpadora

El tiempo de escaneado para un diente es de tres minutos.

El sistema permite la fabricación de las siguientes opciones rehabilitadoras:

- Estructuras de coronas individuales, tanto de alúmina como de zirconio.
- Pilares para implantes, también tanto de alúmina como de zirconio.
- Estructuras de puentes de zirconio tanto parciales como de arcada completa.
- Estructuras de puentes de alúmina de 2 a 4 piezas.
- Estructuras de puentes sobre implantes, tanto de titanio como de zirconio.
- Carillas.
- Como característica adicional, su software permite calcular la resistencia de las estructuras diseñadas para anticipar las zonas problemáticas.

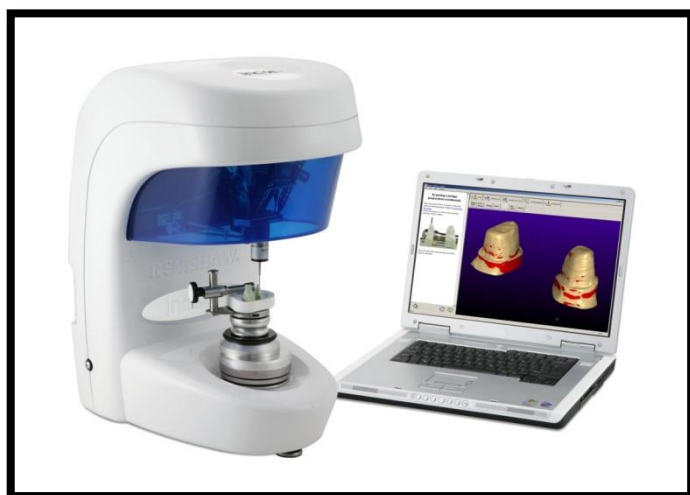


Figura 26: Escáner Renishaw



Figura 27: Procera Forte

Se realizaron 10 escaneados con cada escáner, calibrando cada escáner antes de cada serie. De dichos escaneados se obtuvo un archivo en formato “.STL” por cada vez que se utilizó cada escáner con el modelo maestro.

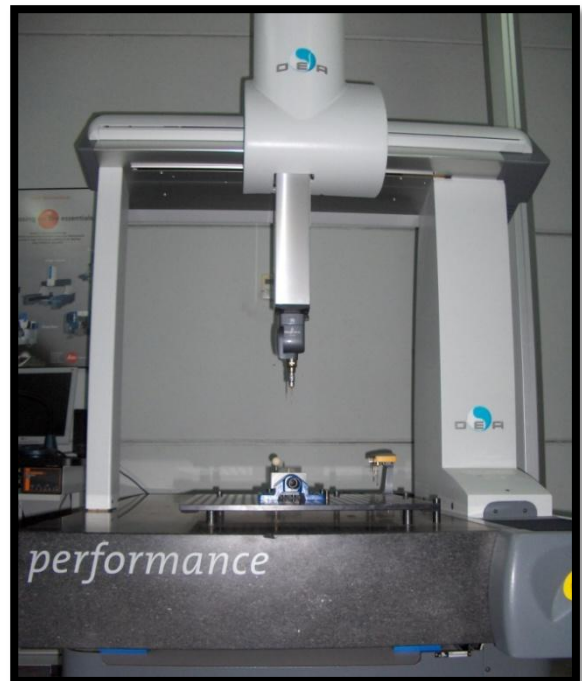
Como se hicieron 10 escaneados con cada escáner, se obtuvieron 10 archivos STL de cada uno de ellos, 30 en total.

Para poder comparar dimensionalmente esos archivos con el modelo maestro, se confeccionó un modelo de referencia CAD (MRC, término utilizado en varias publicaciones<sup>3, 27, 79, 85</sup>) mediante una máquina de medición por coordenadas. Una CMM es un instrumento de medición directa que utiliza un puntero o “palpador” físico con el que el operador puede ir tocando el objeto y enviando coordenadas a un fichero de dibujo. El puntero va unido al sistema de registro de coordenadas mediante un brazo o codificador.

La CMM utilizada en este estudio fue una Global Performance 07-10-07, con número de serie 955, cuyo fabricante es Hexagon Metrology.



**Figura 28: CMM**



**Figura 29: CMM**



**Figura 30: Cabezal tesastar-M**

Se empleó un cabezal tesastar-M, con un sensor SP25M, con un vástago de 20 mm de longitud y una sonda (punta palpadora) de rubí de 1 mm de diámetro.



Figura 31: Cabezal tesastar-M

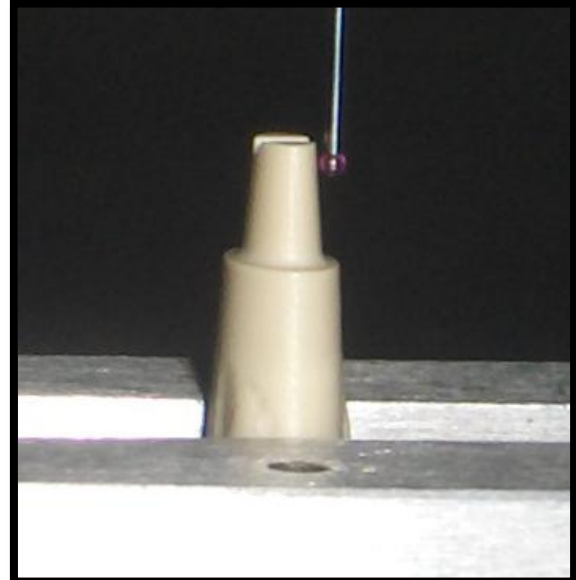


Figura 32: Cabezal tesastar-M

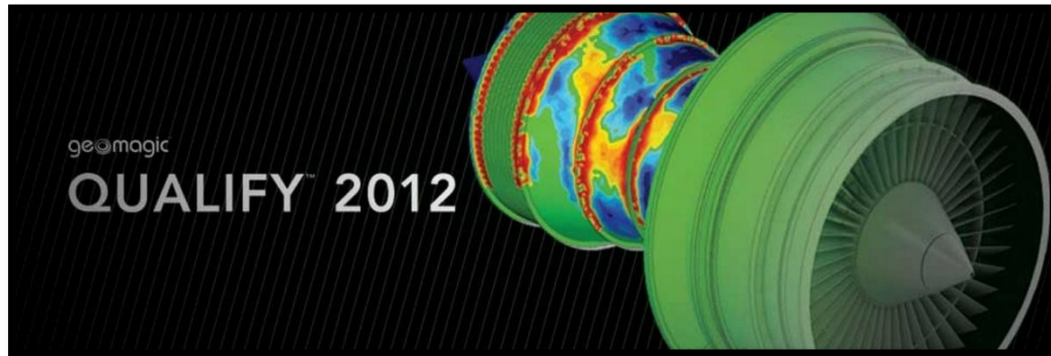
De acuerdo con la norma ISO 10360-2, posee un error máximo permitido longitudinal ( $MPE_E$ ) de  $1.5 + 3 L / 1000 \mu\text{m}$  y un error máximo permitido de esfericidad ( $MPE_p$ ) de  $1.7 \mu\text{m}$ . Teniendo en cuenta que la longitud máxima de la probeta dentro del área estudiada fue de 7.68 mm, nos da que el error máximo de la CMM en nuestro estudio es de  $1.52 \mu\text{m}$  ( $=1.5 + 3*7.68/1000$ ). En el caso del error máximo permitido de esfericidad ( $MPE_p$ ), éste no supera las  $1.7 \mu\text{m}$  respecto a la esfericidad de una esfera calibrada de diámetro entre 10 y 50 mm.

Con la CMM se obtuvo un MRC en formato “.IGES”, que como ya se ha comentado es un formato de diseño CAD en el que la superficie se representa por parches que puedan ser definidos por la misma fórmula matemática.

Gracias a todo lo anterior, la CMM obtuvo una versión digital fiel a la realidad del modelo maestro.

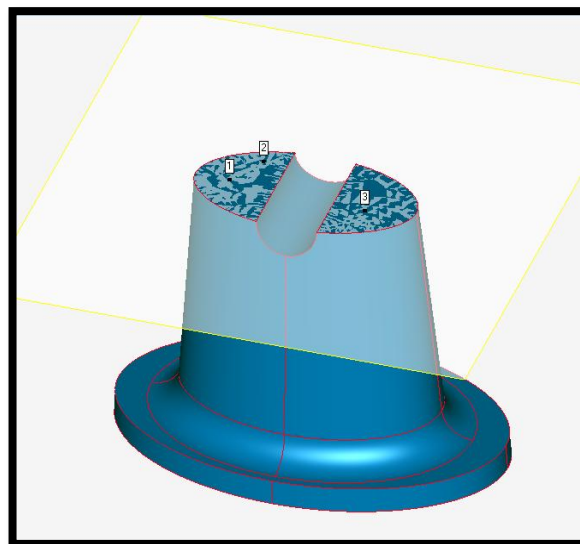
A continuación se fueron comparando con el MRC cada uno de los archivos obtenidos a partir los escáneres, para ver las discrepancias. Ello se hizo con el programa Geomagic Qualify 12.1.2, que se utiliza en ingeniería para el análisis CAD en 3D y en Metrología. Este programa

permite elegir completamente los parámetros que se quieren estudiar a la hora de hacer la comparación.



**Figura 33: Programa Geomagic**

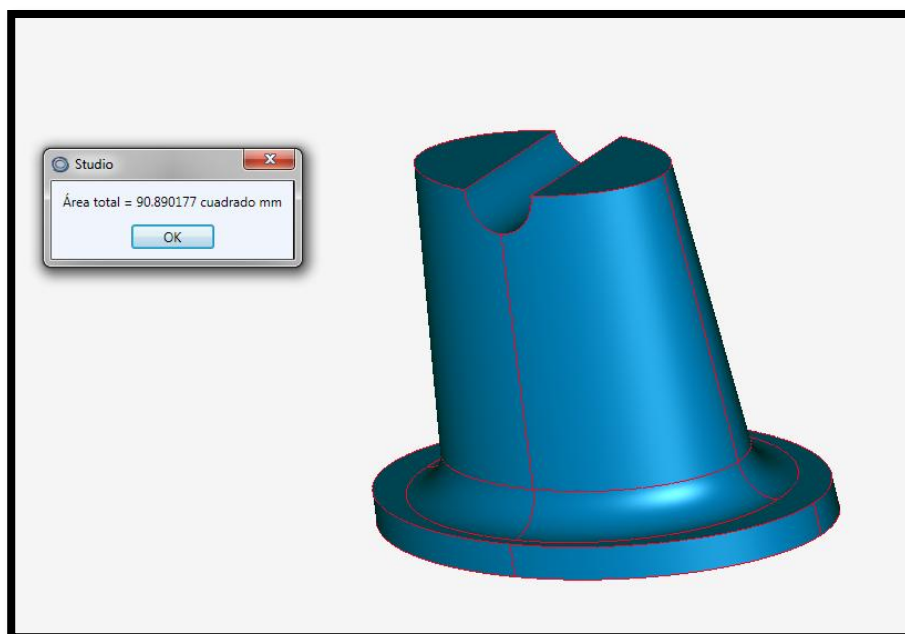
Para ver la discrepancia entre MRC y STLs de los escáneres primero se tuvo que alinear cada STL con el MRC, mediante un procedimiento (algoritmo) matemático llamado “best-fit alignment”, que incluye el mismo programa. Esto relaciona ambos archivos entre sí de manera que queden alineados de la mejor manera posible.



**Figura 34: Discrepancia entre MRC y STL**

Para cada STL, una vez alineado con el MRC, se determinó la orientación del plano oclusal del MRC mediante tres puntos en su superficie.

Se tomó otro plano paralelo al plano oclusal y situado a 5.5 mm en sentido apical de éste. Este segundo plano quedaba situado a 0.5 mm del margen de la preparación, puesto que el modelo maestro medía 5 mm desde la cara oclusal al hombro. Se desecharon todos los puntos situados más apicalmente de ese plano, tanto del MRC como del STL.



**Figura 35: Área total del premolar**

A partir de ahí se pudo comparar la nube de puntos de cada archivo STL con el IGES del MRC. En concreto lo que se estudió fue la distancia de los puntos de cada nube de puntos a la superficie del MRC. Se dio signo positivo a la discrepancia de los puntos del STL que quedaron por fuera de la superficie del MRC y valor signo negativo a la discrepancia de los puntos que quedaron por dentro.

## **3.2 Variables estudiadas**

De cada escaneado se estudiaron las siguientes variables, con las medidas expresadas en milímetros:

### **3.2.1 Resolución**

Es el número de puntos/mm<sup>2</sup> que obtuvo cada STL. En primer lugar se tomó el número de puntos totales de cada STL en el área de medida y se dividió entre 90.89 mm<sup>2</sup>, que era la superficie del MRC una vez cortado, para así obtener el valor en puntos/mm<sup>2</sup>.

### **3.2.2 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) o negativo (el punto estaba hacia dentro del MRC). Es decir, es la media del valor absoluto de la distancia de cada punto del STL al MRC.

### **3.2.3 Desviación estándar**

La cantidad que se aleja de la media de las discrepancias entre MRC y STLs. Indica la distribución de las discrepancias entre STL y MRC respecto al promedio. Es lo que nos indica la precisión.

### **3.2.4 Discrepancia externa media**

Promedio de desviación de todos los puntos del STL que quedan por fuera del MRC.

### **3.2.5 Discrepancia interna media**

Promedio de desviación de todos los puntos del STL que quedan por dentro del MRC.

### 3.2.6 Discrepancia externa máxima

Desviación máxima de signo positivo entre MRC y STL. Corresponde con el máximo valor que mide “por fuera” el STL con respecto al MRC.

### 3.2.7 Discrepancia interna máxima

Discrepancia máxima de signo negativo entre MRC y STL. Corresponde con el máximo valor que mide “por dentro” el STL con respecto al MRC.

### 3.2.8 Mapa de color

Muestra con colores la discrepancia entre MRC y STL. Ejemplo: El color verde representa las zonas donde la discrepancia estuvo entre  $-10\ \mu\text{m}$  y  $+10\ \mu\text{m}$ . Los colores “fríos” indican los valores en los que el STL estuvo por dentro del MRC y los “cálidos” indican las zonas en las que el STL estuvo por fuera del MRC

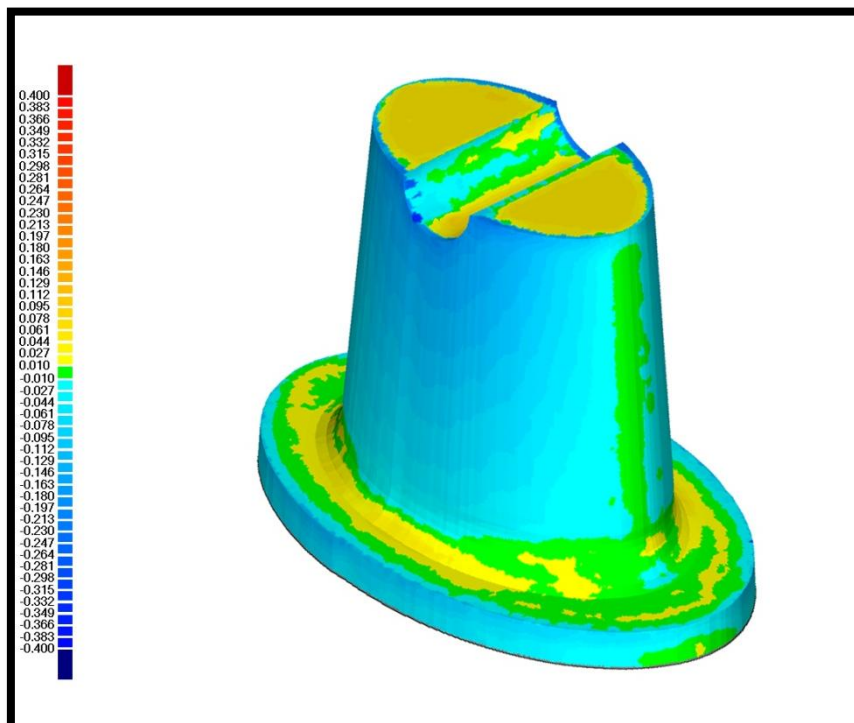


Figura 36: Muestra de discrepancia entre MRC y STL

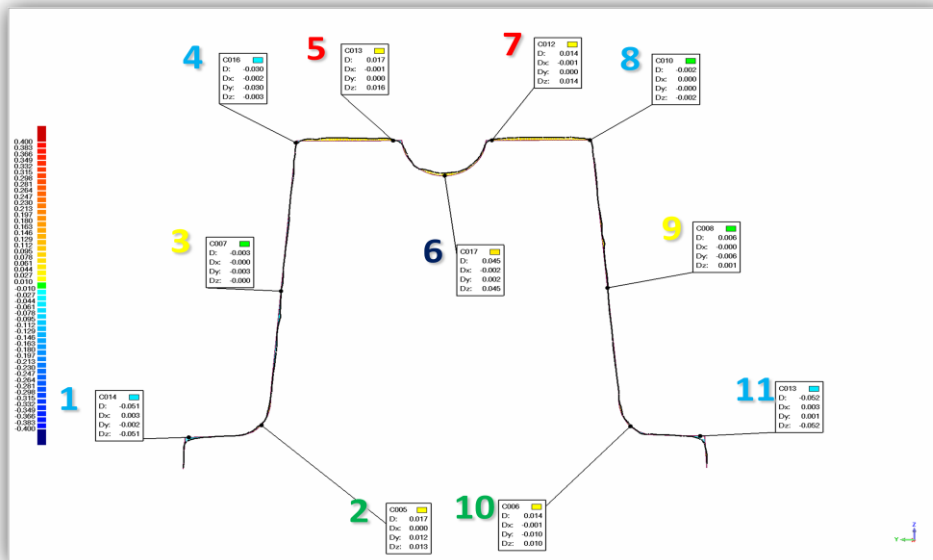
### **3.2.9 Discrepancia en nueve puntos de un corte virtual sagital**

Por último, se analizó la discrepancia que había a lo largo de un corte realizado a la superposición del MRC y el STL en sentido vestibulo-lingual. Se estudiaron los nueve puntos representativos que se ven en la imagen. Seis correspondían a cantos vivos y cinco a zonas de curvatura suave. En la imagen de cada corte, los recuadros que señalan a cada uno de los puntos indicaban en el valor "D" la distancia entre el MRC y el punto más cercano del STL. En el ejemplo remarcado con los círculos rojos de la imagen, la discrepancia es de  $-39\ \mu\text{m}$

Los puntos estudiados en el corte virtual de cada escaneado se numeraron del 1 al 11, en orden consecutivo de izquierda a derecha de cada imagen. Correspondiendo a las siguientes zonas:

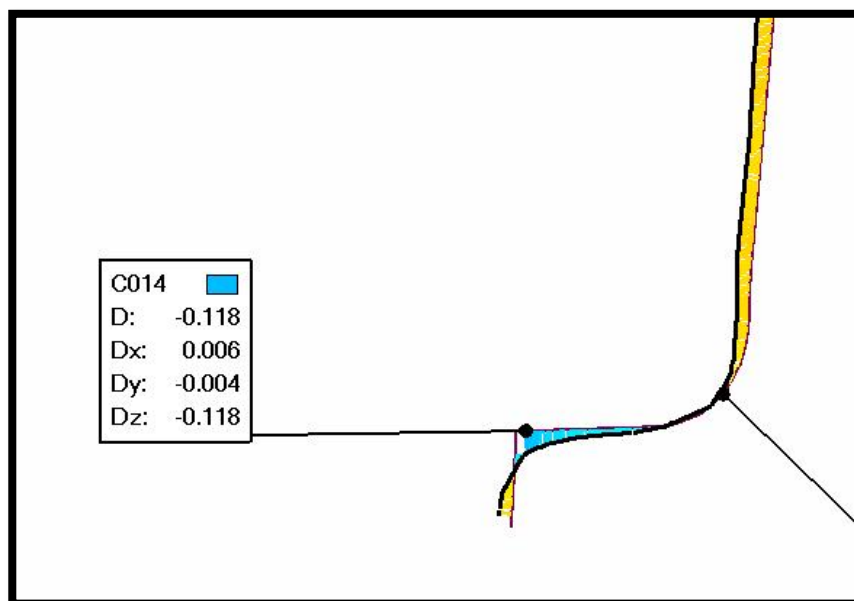
- Punto 1: límite de la preparación del muñón en el lado izquierdo.
- Punto 2: centro de la zona curva del hombro redondeado en el lado izquierdo.
- Punto 3: centro de la pared axial de la preparación del lado izquierdo.
- Punto 4: vértice generado entre la pared axial y la cara oclusal de la preparación en el lado izquierdo
- Punto 5: vértice generado entre la cara oclusal de la preparación y la acanaladura oclusal de la probeta en el lado izquierdo.
- Punto 6: punto más declive de la acanaladura oclusal.
- Punto 7: vértice generado entre la cara oclusal de la preparación y la acanaladura oclusal de la probeta en el lado derecho.
- Punto 8: El vértice generado entre la pared axial y la cara oclusal de la preparación en el lado derecho.
- Punto 9: centro de la pared axial de la preparación del lado derecho.
- Punto 10: centro de la zona curva del hombro redondeado en el lado derecho.

- Punto 11: límite de la preparación del muñón en el lado derecho.

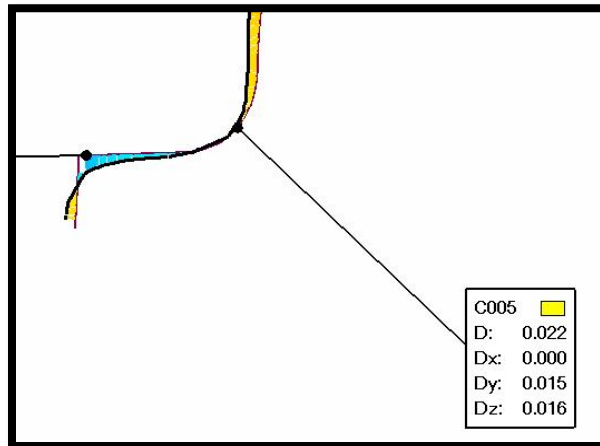


Los puntos medidos en los cortes virtuales se agruparon según su naturaleza para analizarlos (en la imagen de ejemplo se muestran por colores):

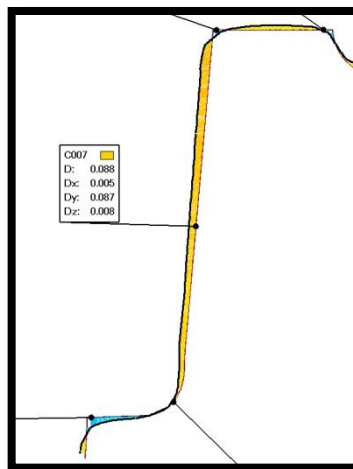
- Tipo 1 (color azul claro): Zonas de cantos vivos hacia fuera de la preparación. Se agruparon los puntos 1, 4, 8 y 11. (disc 14811)



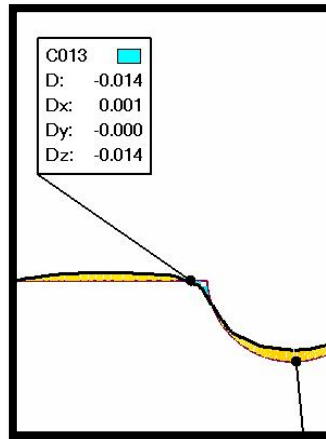
- Tipo 2 (color verde): Zona curva del hombro: Se agruparon los puntos 2 y 10. (disc210)



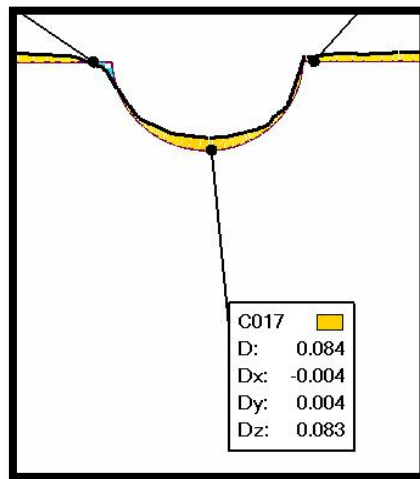
- Tipo 3 (color amarillo): Zona de las paredes axiales: Se agruparon los puntos 3 y 9. (disc39)



- Tipo 4 (color rojo): Zona de cantos vivos hacia dentro de la preparación. Es la intersección entre la canaladura y la superficie oclusal. Se agruparon los puntos 5 y 7.(disc57)



- Tipo 5 (color azul oscuro): Zona más declive de la canaladura. Es el punto 6 solamente. (disc6)



### 3.3 Análisis estadístico

Con los datos obtenidos se realizó en primer lugar una estadística descriptiva consistente en la media, desviación estándar, mínimo, máximo, mediana (Q2) y cuartiles (Q1 y Q3). Para las zonas de los cortes, se estudiaron estas variables tanto con su signo como en valor absoluto.

Posteriormente se realizó la estadística inferencial. La Hipótesis Nula ( $H_0$ ) suponía que no había diferencias entre las distintas zonas o escáneres estudiados. 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 pruebas no-paramétricas.

Para la comparación entre los distintos escáneres se realizó la prueba de Kruskal-Wallis. Las discrepancias de las cinco zonas de los cortes se interpretaron en valor absoluto.

Para la comparación entre las distintas zonas del corte virtual se realizó la prueba de rangos signados de Wilcoxon para medidas repetidas, corregida con la técnica de Bonferroni. Para esta prueba se tuvo en cuenta el signo de los valores de las cinco zonas de los cortes, no su valor absoluto.

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

# **4.RESULTADOS**

Tabla 1: Estadística descriptiva de los datos de los tres escáneres en conjunto

Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desv típica	Mín	Q1	Q2	Q3	Máx.
Resolución (mm)	12085		5482.5	7335.0	7905.0	8808.0	19623	19762
Discrepancia promedio ( $\mu\text{m}$ )	40,8		3	36,8	37,2	41,6	42,9	48,1
DE de la discrepancia ( $\mu\text{m}$ )	46,9		2,9	43	44	47	50	54
Discrepancia externa media ( $\mu\text{m}$ )	22,2		7,3	16	17	22	25	56
Discrepancia interna media ( $\mu\text{m}$ )	-46,9		1,7	-49	-48	-47	-45	-44
Discrepancia externa máxima ( $\mu\text{m}$ )	202,2		107,1	56	108	178	295	383
Discrepancia interna máxima ( $\mu\text{m}$ )	-340,9		38	-384	-371	-355,5	-318	-251
Discrepancia tipo 1 ( $\mu\text{m}$ )	-40,7	40,7	12,4	-63,5	-48,3	-39,8	-33,5	-20,8
Discrepancia tipo 2 ( $\mu\text{m}$ )	21,1	21,1	21	1,5	5,5	13,5	43,5	89
Discrepancia tipo 3 ( $\mu\text{m}$ )	6,3	8,2	16,1	-11	0	3,5	9	86
Discrepancia tipo 4 ( $\mu\text{m}$ )	-17,1	37,7	58,3	-173,5	-35	12	15,5	32
Discrepancia tipo 5 ( $\mu\text{m}$ )	53,7	53,7	29,4	29	32	46,5	60	162

**Tabla 2: estadística descriptiva de los datos del escáner 3Shape**

Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desv típica	Mín	Q1	Q2	Q3	Máx
Resolución (mm)	8812,3		516,56	8366	8465	8808	8871	10153
Discrepancia promedio ( $\mu\text{m}$ )	42,1		0,9	40,9	41,2	42,2	42,8	43,5
DE de la discrepancia ( $\mu\text{m}$ )	46,6		0,5	46	46	47	47	47
Discrepancia externa media ( $\mu\text{m}$ )	21,7		0,5	21	21	22	22	22
Discrepancia interna media ( $\mu\text{m}$ )	-45,2		0,6	-46	-46	-45	-45	-44
Discrepancia externa máxima ( $\mu\text{m}$ )	189,7		132,2	75	82	127	358	383
Discrepancia interna máxima ( $\mu\text{m}$ )	-340		41,6	-384	-371	-361	-307	-260
Discrepancia tipo 1 ( $\mu\text{m}$ )	-39,1	39,1	4,6	33,5	34	39,8	42,5	46
Discrepancia tipo 2 ( $\mu\text{m}$ )	13,3	13,2	4,8	5,5	9,5	13,8	16	20,5
Discrepancia tipo 3 ( $\mu\text{m}$ )	0,8	2,7	2	0,5	1	2,3	4	7
Discrepancia tipo 4 ( $\mu\text{m}$ )	12,5	12,5	2,1	9	12	12,8	13	5,5
Discrepancia tipo 5 ( $\mu\text{m}$ )	49	48	3,8	43	45	48,5	52	53

Tabla 3: estadística descriptiva de los datos del escáner Imetric								
Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desv típica	Mín	Q1	Q2	Q3	Máx
Resolución (mm)	7771,5		213,14	7335	7570	7862	7905	8031
Discrepancia promedio ( $\mu\text{m}$ )	43,3		2,2	39,5	42,1	43,1	43,9	48,1
DE de la discrepancia ( $\mu\text{m}$ )	50,2		1,8	47	50	50	51	54
Discrepancia externa media ( $\mu\text{m}$ )	28,2		9,8	24	25	25	26	56
Discrepancia interna media ( $\mu\text{m}$ )	-47,2		1	-49	-49	-47	-46	-44
Discrepancia externa máxima ( $\mu\text{m}$ )	204,7		97,9	108	147	169	236	381
Discrepancia interna máxima ( $\mu\text{m}$ )	-346,2		42,3	-382	-380	-363,5	-319	-251
Discrepancia tipo 1 ( $\mu\text{m}$ )	-54	54	8,1	37,5	48,3	55,3	61,8	63,5
Discrepancia tipo 2 ( $\mu\text{m}$ )	45,8	45,8	18,2	14,5	43,5	44,5	48	89
Discrepancia tipo 3 ( $\mu\text{m}$ )	8,6	12,6	26,1	0	0,5	4	10	86
Discrepancia tipo 4 ( $\mu\text{m}$ )	12	12	6,8	1	6	12,5	17,5	21
Discrepancia tipo 5 ( $\mu\text{m}$ )	82	82	35,6	37	60	75	105	162

Tabla 4: estadística descriptiva de los datos del escáner Renishaw

Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desv típica	Mín	Q1	Q2	Q3	Máx
Resolución (mm)	19672		54,521	19607	19623	19661	19712	19762
Discrepancia promedio ( $\mu\text{m}$ )	37,1		0,3	36,8	36,9	37	37,2	37,7
DE de la discrepancia ( $\mu\text{m}$ )	43,8		0,4	43	44	44	44	44
Discrepancia externa media ( $\mu\text{m}$ )	16,6		0,5	16	16	17	17	17
Discrepancia interna media ( $\mu\text{m}$ )	-48,3		0,5	-49	-49	-48	-48	-48
Discrepancia externa máxima ( $\mu\text{m}$ )	212,3		98,1	56	172	206	295	345
Discrepancia interna máxima ( $\mu\text{m}$ )	-336,6		32,6	-384	-360	-342,5	-305	-288
Discrepancia tipo 1 ( $\mu\text{m}$ )	-28,9	28,9	7,5	20,8	22,8	27	83,5	4
Discrepancia tipo 2 ( $\mu\text{m}$ )	4,3	4,3	1,5	1,5	3,5	4	5,5	6,5
Discrepancia tipo 3 ( $\mu\text{m}$ )	9,5	9,5	0,7	8,5	9	9,3	10	11
Discrepancia tipo 4 ( $\mu\text{m}$ )	-75,8	87,5	55,3	26,5	35	83,8	123	173,5
Discrepancia tipo 5 ( $\mu\text{m}$ )	31	31	1,2	29	30	31	32	33

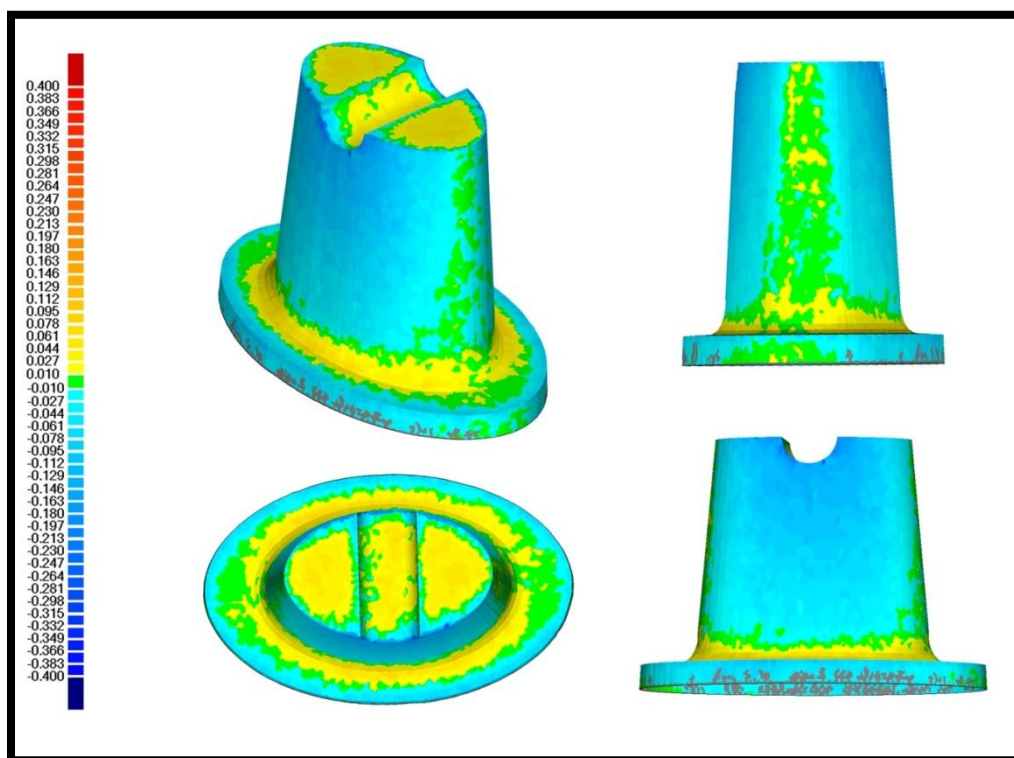


Figura 37: Diagrama de color de 3Shape

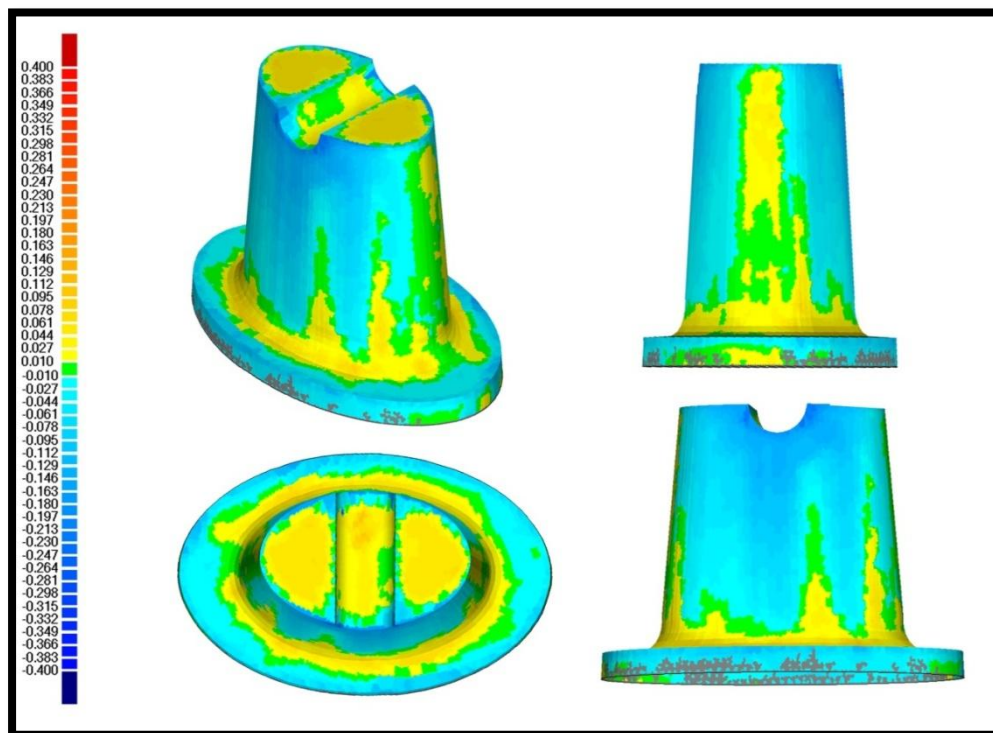


Figura 38: Diagrama de color de Imetric

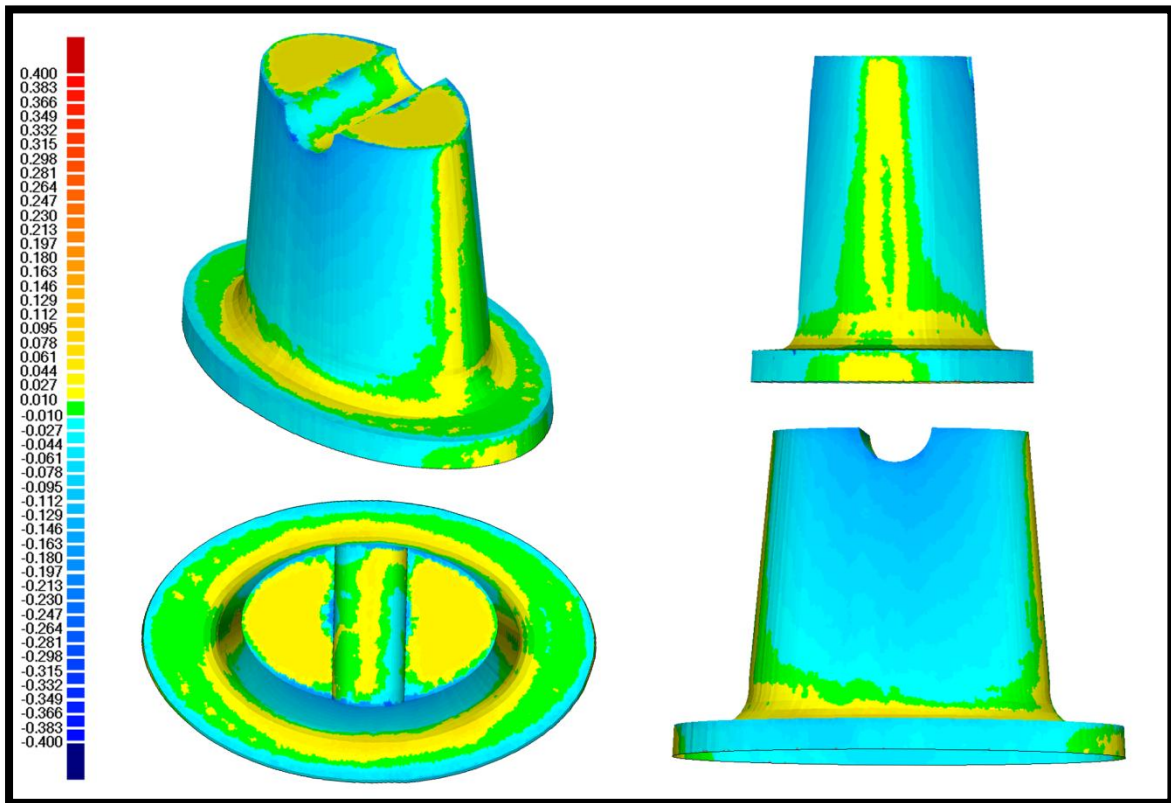


Figura 39: Diagrama de color de Renishaw

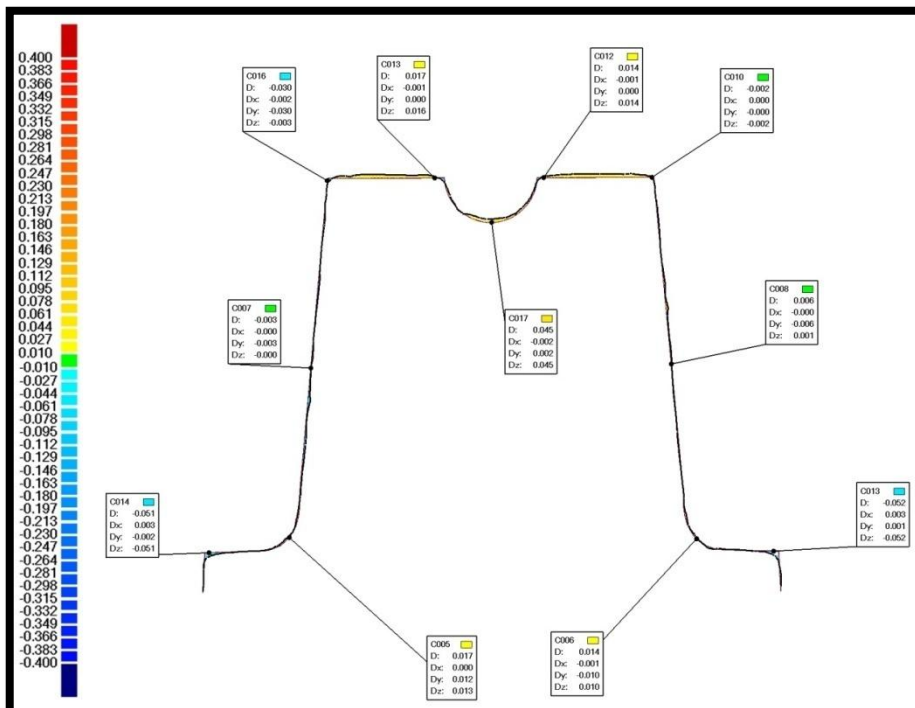


Figura 40: Ejemplo de corte virtual de 3Shape (mm)

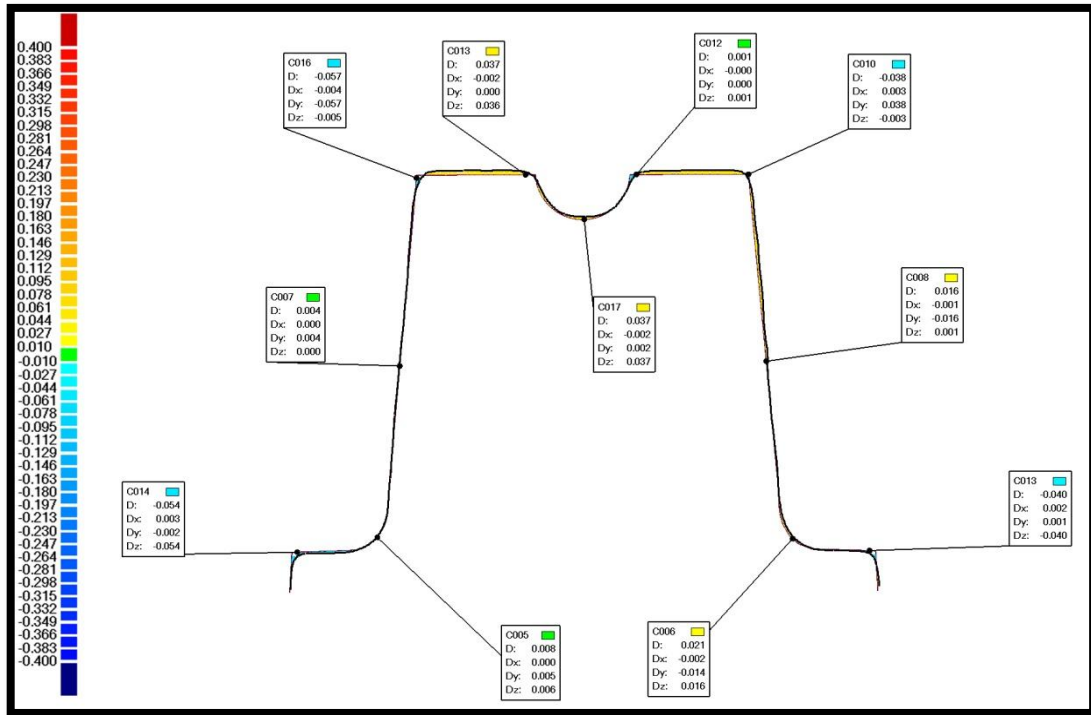


Figura 41: Ejemplo de corte virtual de Imetric (mm)

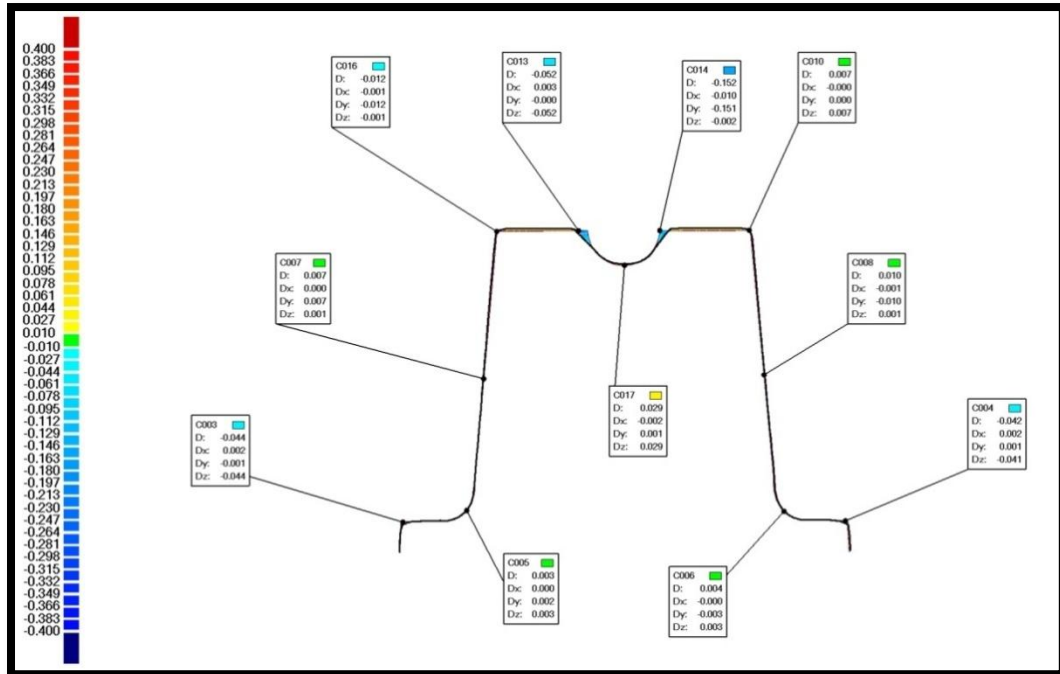


Figura 42: Ejemplo de corte virtual de Renishaw (mm)

Tabla 5: Resultados de la prueba de Kolmogorov-Smirnov

	Resolucion	Discrepanci a	DE	disc_sup	disc_inf	disc_max_s up	disc_max_i nf	Discrepanci a tipo 1	Discrepanci a tipo 2	Discrepanci a tipo 3	Discrepanci a tipo 4	Discrepanci a tipo 5
3Shape D640	1,92	746,17	0,16	0,04	12,27	8,13	84,31	330,54	923,25	86,61	259,72	254,32
Imetric	129,24	386,86	89,22	0,00E+00	72,69	15,49	24,45	483,09	10,48	0,02	645,01	310,31
Renishaw	419,33	48,47	0	0,16	0,04	268,62	744	258,35	872,33	204,5	573,69	549,59

En las siguientes tablas las medias con idéntica letra no difieren de manera estadísticamente significativa.

Tabla 6: Prueba de Kruskal Wallis para la variable resolución

Escáner	Media	Grupos de significación		
Imetric	7771,5	A		
3Shape	8812		B	
Renishaw	19672			C

Tabla 7: Prueba de Kruskal Wallis para la variable discrepancia

Escáner	Media	Grupos de significación		
Renishaw	37,1	A		
3Shape	42,1		B	
Imetric	43,2		B	

Tabla 8: Prueba de Kruskal Wallis para la variable DE

Escáner	Media	Grupos de significación		
Renishaw	43,8	A		
3Shape	46,6		B	
Imetric	50,2		B	

**Tabla 9: Prueba de Kruskal Wallis para la variable disc. sup.**

Escáner	Media	Grupos de significación		
Renishaw	16,6	A		
3Shape	21,7		B	
Imetric	28,2			C

**Tabla 10: Prueba de Kruskal Wallis para la variable disc. inf.**

Escáner	Media	Grupos de significación		
Renishaw	48,3	A		
Imetric	47,2	A		
3Shape	45,2			B

**Tabla 11: Prueba de Kruskal Wallis para la variable disc. max. sup**

Escáner	Media	Grupos de significación		
3Shape	18,97	A		
Imetric	204,7	A		
Renishaw	212,3	A		

**Tabla 12. Prueba de Kruskal Wallis para la variable disc. max. inf.**

Escáner	Media	Grupos de significación		
Imetric	346,2	A		
3Shape	340	A		
Renishaw	336,6	A		

**Tabla 13: Puntuaciones de Wilcoxon (Sumas de rango) para la variable tipo1**

Escáner	Media	Grupos de significación	
Imetric	540	A	
3Shape	39,1		B
Renishaw	28,9		B

**Tabla 14: Puntuaciones de Wilcoxon (Sumas de rango) para la variable tipo2**

Escáner	Media	Grupos de significación	
Renishaw	4,3	A	
3Shape	13,3		B
Imetric	045,8		B

**Tabla 15: Puntuaciones de Wilcoxon (Sumas de rango) para la variable tipo3**

Escáner	Media	Grupos de significación	
3Shape	2,7	A	
Imetric	12,6	A	
Renishaw	9,5		B

**Tabla16: Puntuaciones de Wilcoxon (Sumas de rango) para la variable tipo4**

Escáner	Media	Grupos de significación	
3Shape	12,5	A	
Imetric	12	A	
Renishaw	87,5	A	

**Tabla 17: Puntuaciones de Wilcoxon (Sumas de rango) para la variable tipo5**

Escáner	Media	Grupos de significación	
Renishaw	31	A	
3Shape	48		B
Imetric	82		B

\*En la siguiente tabla, los valores < 0,05 presentan diferencias entre esas zonas.

**\*Prueba de rangos signados de Wilcoxon para la comparación entre zonas del corte virtual (p-valor)**

	3Shape D640	Imetric	Renishaw
Dif 1-2	0,02	0,02	0,02
Dif 1-3	0,02	0,02	0,02
Dif 1-4	0,02	0,02	0,645
Dif 1-5	0,02	0,02	0,02
Dif 2-3	0,02	0,02	0,02
Dif 2-4	6,016	0,39	0,98
Dif 2-5	0,02	2,73	0,02
Dif 3-4	0,02	0,84	0,098
Dif 3-5	0,02	0,059	0,02
Dif 4-5	0,02	0,02	0,039

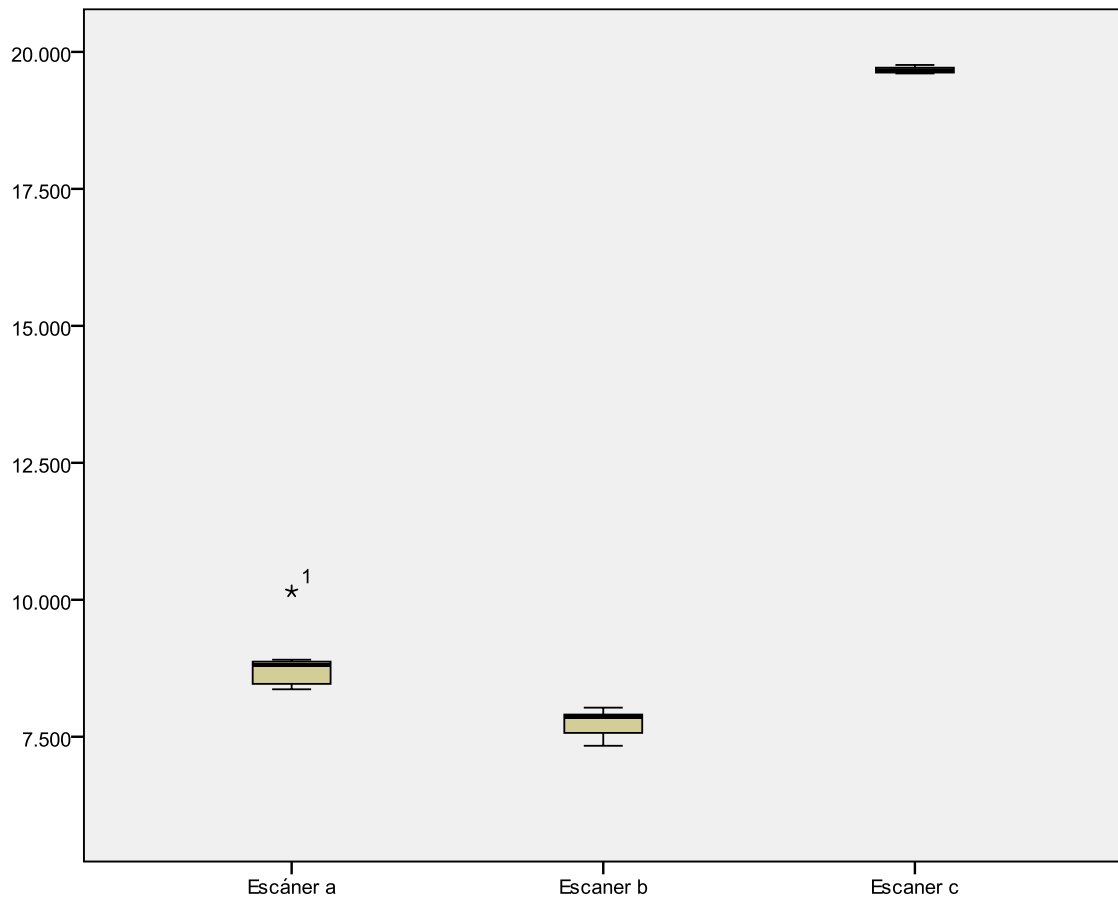


Diagrama 1: Resolución

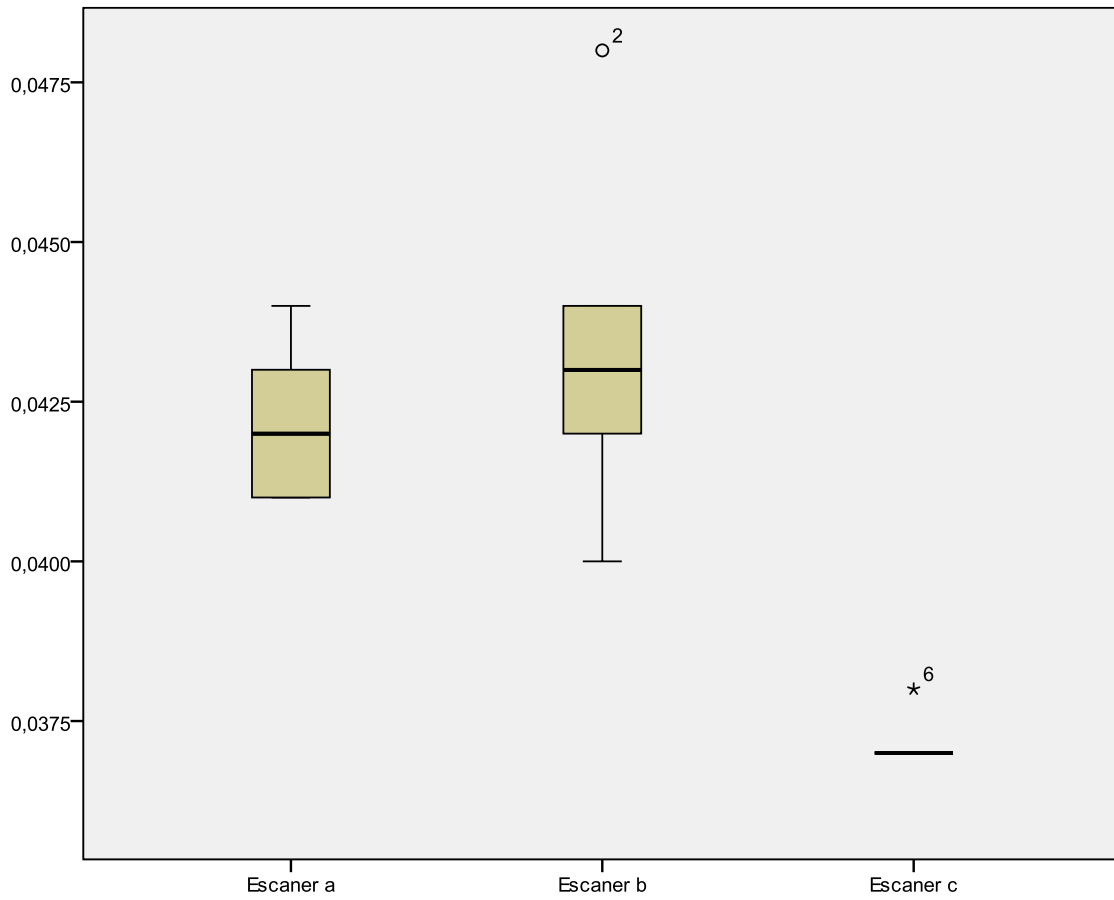


Diagrama 2: Discrepancia Promedio

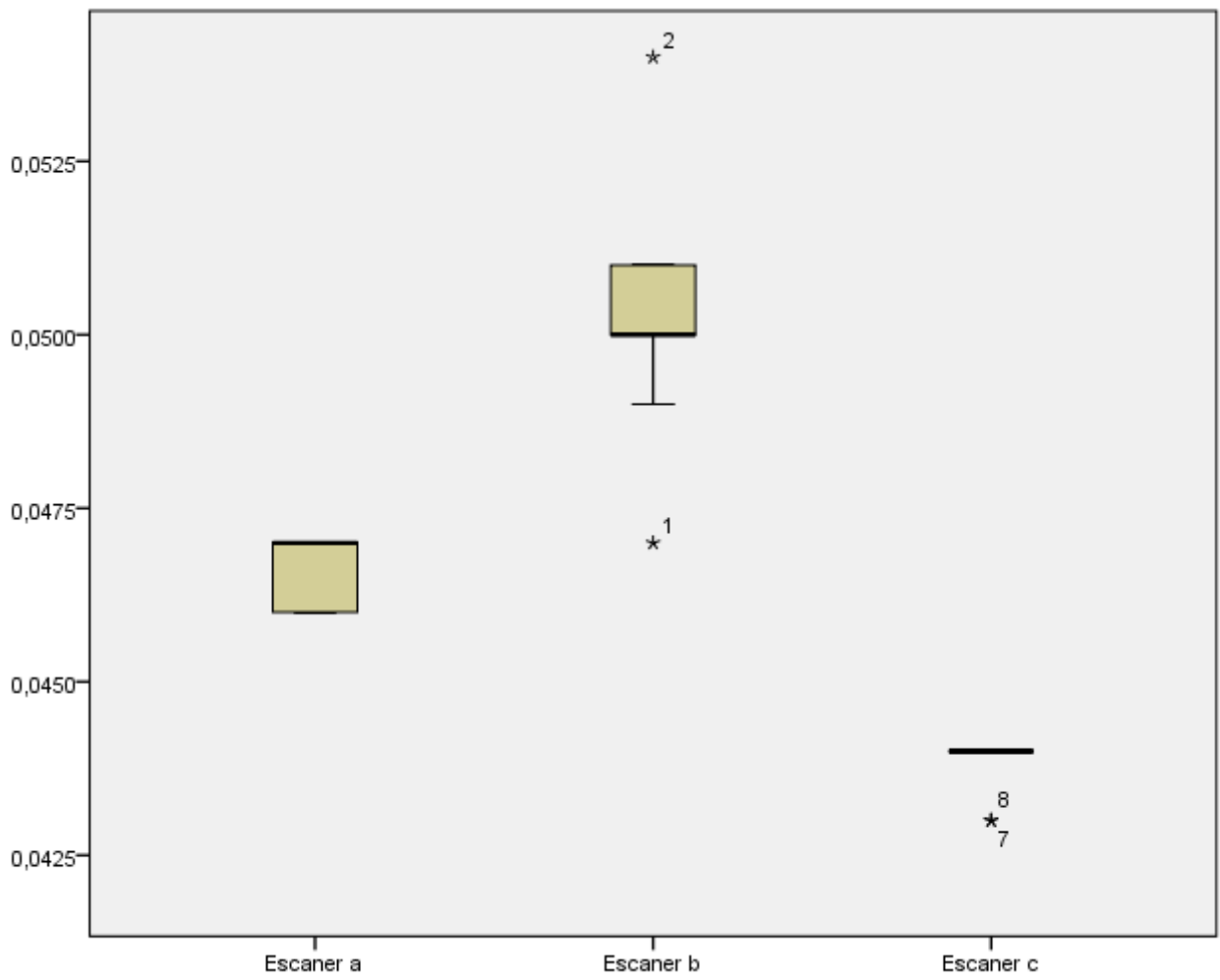


Diagrama 3: Desviación Estándar

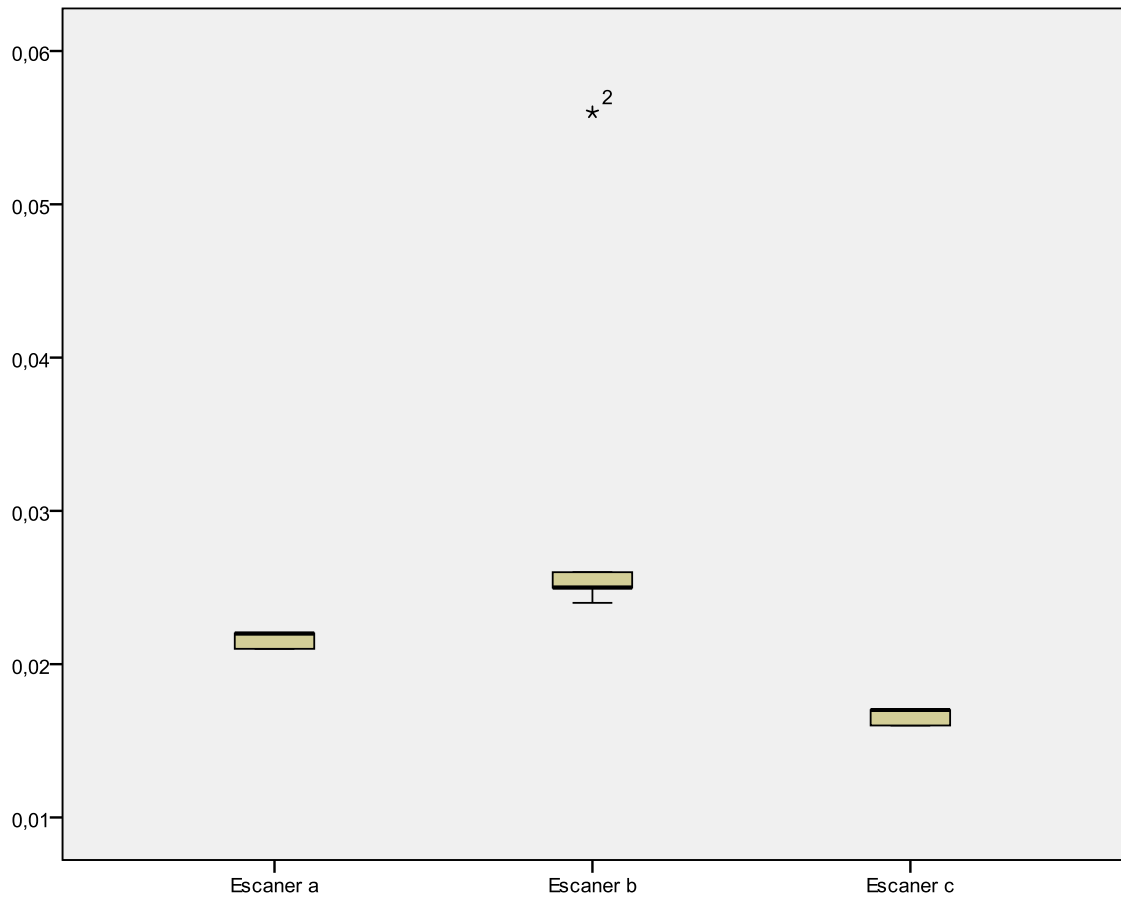


Diagrama 4: Desviación Promedio Superior

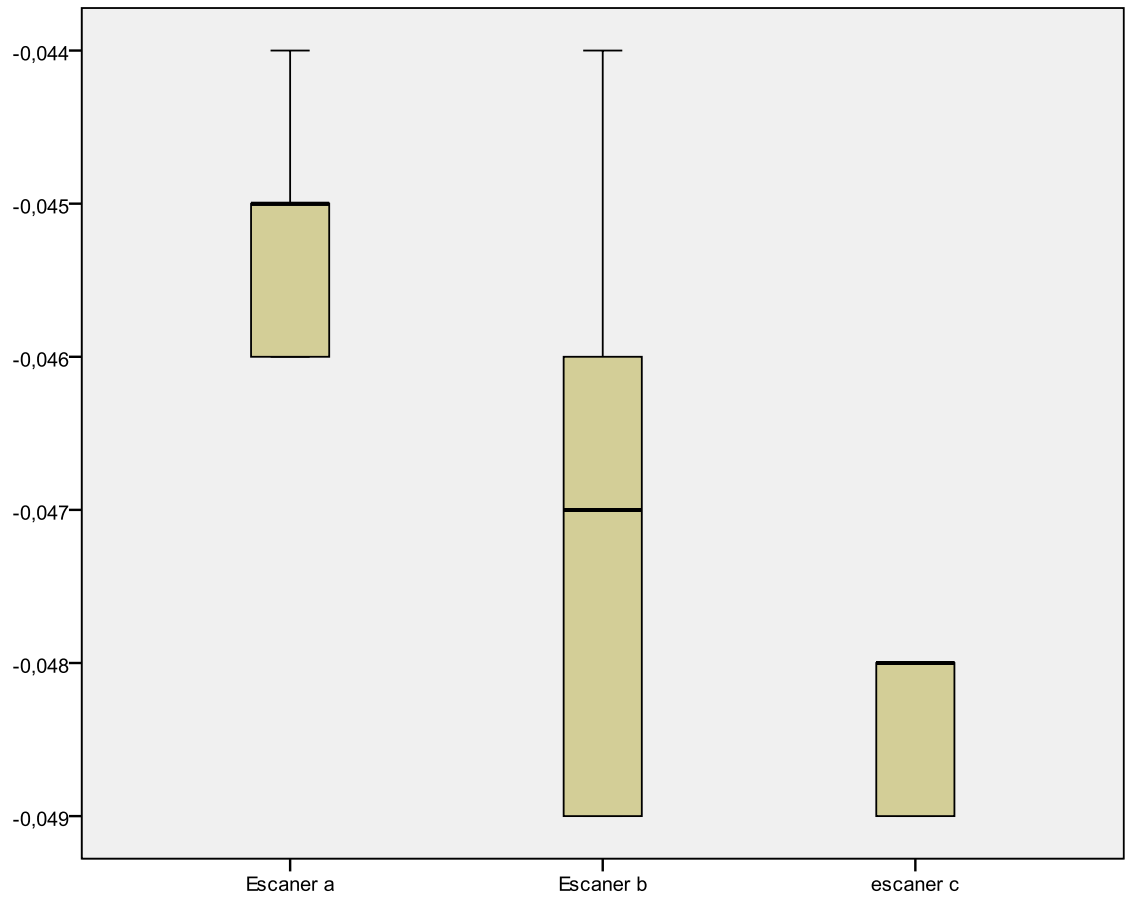


Diagrama 5: Desviación Promedio Inferior

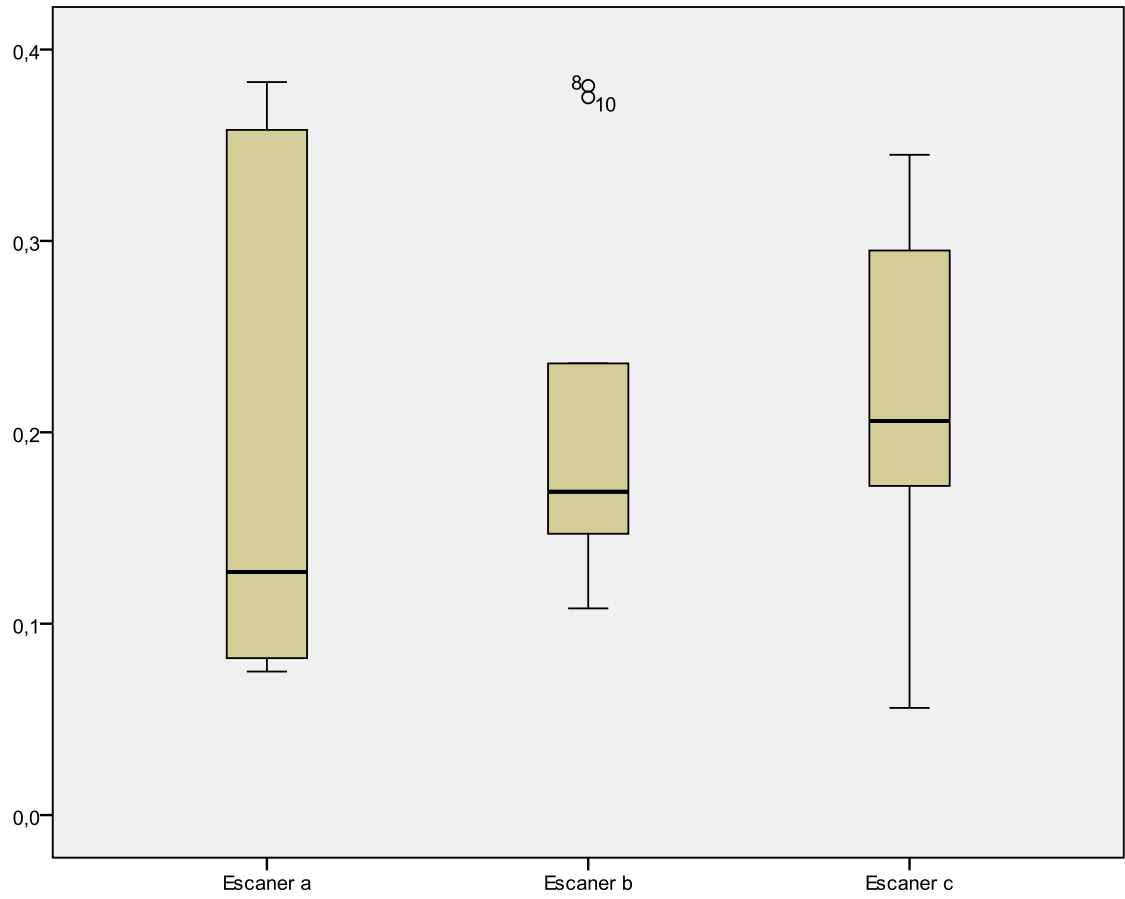


Diagrama 6: desviación máxima Superior

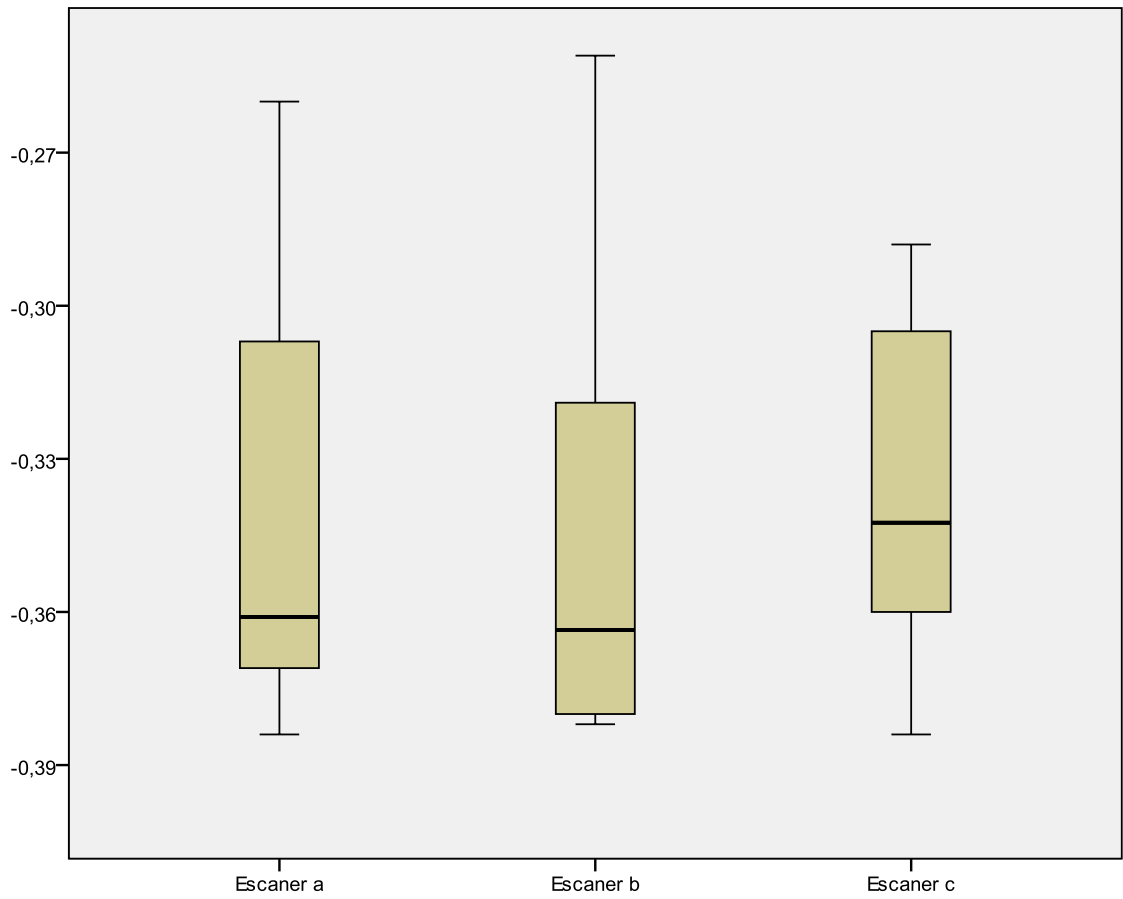


Diagrama 7: Desviación Máxima Inferior

# **5. DISCUSIÓN**

La Odontología y en concreto los procedimientos de restauración protésica avanzan de manera clara hacia el establecimiento sistemático de la tecnología CAD/CAM.

Se ha demostrado ampliamente en la literatura que los procedimientos de fabricación asistidos por ordenador permiten la utilización de materiales que no están disponibles de otra manera, como el circonio, o que su procedimiento de elaboración alternativa con técnicas convencionales de colado como por ejemplo el titanio, no obtiene las mismas propiedades mecánicas deseables.<sup>86, 87, 88, 89, 10, 90</sup> Además, optimizan los procesos y generan piezas protésicas de alta precisión y exentas de tensiones de colado.

En este protocolo que supone el flujo digital, la lectura y digitalización de modelos tridimensionales mediante escáneres extraorales primero e intraorales en un futuro se está empezando a convertir en el día a día de los procedimientos del laboratorio dental.

Por dicha razón los análisis de cada uno de los procedimientos o máquinas implicados en dicho proceso son de gran importancia, y su fiabilidad, una variable muy importante a tener en cuenta. En este ámbito, la evaluación del comportamiento de los distintos escáneres extraorales, puede suponer un dato importante a tener en cuenta cuando se está valorando el concepto de flujo digital global. Por dicha razón, se procedió a plantear este trabajo con el principal objetivo de testar el comportamiento de dichos elementos. Dada la gran oferta de escáneres que hay en el mercado y la posible diferencia que podrían establecerse entre ellos, se planteó la realización de este trabajo del que a continuación pasamos a contrastar los resultados encontrados.

### **5.1. Sobre los tres escáneres en conjunto**

Observando la tabla 1 de los resultados, en la que se han tratado los datos de los tres escáneres juntos, se puede ver como la discrepancia promedio es de 40.8  $\mu\text{m}$ , superior a la que dicen los fabricantes que tienen sus escáneres, generalmente entre 10 y 20  $\mu\text{m}$ . Aunque es un resultado sorprendente a primera vista, cabe esperarlo porque el modelo maestro del presente estudio tiene unas características distintas de las recomendadas para un tallado ideal. Se ha diseñado con ángulos agudos que no debería tener un tallado. Eso pone a prueba

la capacidad de lectura de los escáneres, lo que podría penalizar el resultado global de la discrepancia de esta tabla.

Se puede observar que la discrepancia interna media es mayor que la discrepancia externa media, precisamente por lo anteriormente comentado en esta discusión acerca de la resolución de los escáneres. Al hacer una medición discontinua, en forma de nube de puntos, la presencia de aristas en el modelo maestro produce que, en general, las discrepancias interna media e interna máxima aumenten.

Por el mismo motivo, se observa que en conjunto la discrepancia externa máxima de los tres escáneres es menor (202.2  $\mu\text{m}$ ) que la discrepancia interna máxima (340.9  $\mu\text{m}$ ).

A la hora de analizar los resultados de la tabla 1 para los cinco tipos de zonas estudiados en los cortes virtuales, se puede observar que la media de las zonas 2 y 3 (la curvatura del hombro y el centro de la pared axial), al ser superficies más lisas, ofrecen unas discrepancias más bajas (21.1 y 8.2  $\mu\text{m}$  respectivamente) que las zonas 1, 4 y 5 (40.7, 37.3 y 53.7  $\mu\text{m}$ ).

Es decir, observando los resultados globales de la tabla 1 ya se puede deducir que los escáneres leen mejor las superficies lisas que las que tienen ángulos agudos o recovecos, donde tienden a producir lecturas con una discrepancia mayor y situada por dentro del modelo.

Analizando los diagramas de color se puede observar cómo los colores más cálidos que corresponden a las mayores discrepancias, se concentran en los ángulos del modelo maestro. Esto se acentúa especialmente en el vértice entre la cara oclusal y la canaladura. En él es donde se sitúan los puntos de los STL que suponen la discrepancia interna y externa máximas.

## **5.2 Comparación con otros estudios**

A continuación se exponen los distintos estudios que valoran la precisión de los escáneres.

En un estudio de Chan DCN valoraron la precisión entre 2 escáneres ópticos, uno de luz blanca y otro de luz roja. La precisión de los escáneres era de 20-40 $\mu\text{m}$ , aunque la adecuada

sería de 10 $\mu$ m. Al valorar los distintos ángulos de los tallado, vieron que la convergencia no afecta a la precisión a la hora de escanear el modelo, menos en el caso de 0°. Esto se debe a las limitaciones del láser y del software<sup>91</sup>.

T. Sohamura et al. con el escáner óptico VIVID700 capturaron un modelo en 0,6 segundos. Esto lo consiguen gracias a que escanea con un espejo galvánico. La precisión que adquirieron fue de 15 $\mu$ m. En las zonas con mayor ángulo (>45°) la precisión disminuía llegando a ser de 70 $\mu$ m (75°)<sup>92</sup>.

Hewlett et al. digitalizaron mecánicamente una esfera de un radio de 6,350mm. El escáner usado fue CMM Digimatic Indicator (modelo 543-425-1, Mitutoyo Corp., Tokyo, Japan). La precisión variaba según los grados: con 2° la precisión era de 2 $\mu$ m, con 70° era de 100 $\mu$ m y con 81° era de 158 $\mu$ m. Por lo tanto, hay que tener en cuenta la dificultad de escanear las zonas inclinadas, sobre todo en los dientes posteriores. En estas zonas, así como en las superficies finas, será difícil tener una buena precisión, debido al tamaño y a la curvatura de la superficie de contacto del escáner. Concluyen que es necesario modificar este escáner digital para lograr la precisión requerida de  $\pm 10\mu$ m<sup>93</sup>.

Al observar los resultados de nuestro estudio, nos encontramos que la convergencia es de 5°. El escáner óptico que mejores resultados presenta en esta zona es 3Shape con 0,8 $\mu$ m. Mientras que Imetric tiene 8,6 $\mu$ m. Por otro lado, está Renishaw que tiene 9,5 $\mu$ m. Este cambio tan brusco en 3Shape se puede deber a que, como presenta un movimiento del modelo en tres ejes, éste le permite realizar movimientos de rotación y traslación del mismo, pudiendo escanear así 350° de una esfera. Por ello, capta mejor la imagen en esa zona. Sin embargo, los tres están dentro de lo mínimo requerido ( $\pm 10\mu$ m).

DeLong et al. escanearon varios modelos con un escáner óptico (Comet 100 Steinbichler Optical Technologies, Neubeuern, Germany) y su precisión era de  $24\pm 2\mu$ m<sup>78</sup>.

En el estudio de Vlaar, también compararon dos escáneres láser (DentaScopell y D200) y aunque uno era más preciso que el otro, ambos eran adecuados clínicamente. En el primero la precisión era de  $7,7\mu\text{m}\pm 0,8\mu\text{m}$  y en el segundo  $13,9\mu\text{m}\pm 1,0\mu\text{m}$ . A5 Nos encontramos con varios estudios que presentan resultados parecidos<sup>94, 95</sup>.

La precisión de los escáneres ópticos de este estudio es de  $42,1\mu\text{m}$  (3Shape) y  $43,2\mu\text{m}$  (Imetric). La causa posiblemente sea que al tener zonas más difíciles de escanear (aristas hacia dentro y la acanaladura), la precisión total es menor. Es en estas zonas donde la precisión es menor en los tres escáneres. Sobre todo, Renishaw tiene la menor precisión en la zona de la acanaladura.

Por otro lado, hay estudios con resultados parecidos a nuestro trabajo.<sup>96</sup>

El escáner óptico VIVID 9i utilizado en el estudio de Kamegawa et al. tenía una precisión de  $50\mu\text{m}$ . Cuando se escaneaba un diente unitario, la precisión era suficiente. Esto se debía a que no había dientes adyacentes. Por ello, este escáner óptico se ha usado exitosamente en el campo de CAD/CAM para realizar restauraciones dentales. De todas formas, no es adecuado para escanear arcadas completas y la zona cervical es una zona importante.<sup>97</sup>

Rignon-Bret et al estudiaron 10 modelos de arcadas completas que fueron digitalizados con un escáner óptico de luz estructurada (Optotop; Breuckmann, Meerburg, Germany) Su precisión era de  $40\mu\text{m}$ .<sup>98</sup>

Bootvong et al. hacen una recopilación de los estudios que confirman la precisión entre las imágenes virtuales y los modelos de escayola: *Bell et al., Zilberman et al., Quimby et al., Mayers et al., Paredes et al., Stevens et al., Asquith et al., Mullen et al. y Lee et al.* Bootvong et al. obtuvieron como resultado una discrepancia de  $< 300\mu\text{m}$  entre el modelo de escayola y el modelo virtual.<sup>99</sup> Estos resultados se desvían bastante, no coincidiendo con los nuestros. Se debe a que el método de estudio es distinto y también el modelo de estudio. Bootvong et al. medían directamente la forma del diente sin haberlo tallado. El tallado de nuestro estudio, aunque tiene 2 zonas más agresivas (acanaladura y las aristas), es un tallado ideal con zonas

lisas y suaves. Además, el diente sin tallar tiene fosas y cúspides y los puntos de contacto pueden ser difíciles de leer.

Anna Persson et al. valoraron el escáner 3Shape (láser) y uno mecánico. Ambos tenían una precisión media de  $\pm 6\mu\text{m}$ . Al evaluar la calidad, se vio que había una distribución igual de las desviaciones en el escáner óptico, mientras que en el mecánico no había desviaciones. Concluyeron que la repetitividad del escáner óptico era comparable al del mecánico y que la precisión relativa era similar.<sup>100</sup> Esto no concuerda con nuestros datos. En el estudio de Persson et al. los tallados eran sin aristas y con zonas más lisas y suaves. Representaba un tallado ideal. Por ello, los resultados han sido más precisos.

### **5.3 Valoración de los datos en su conjunto**

En general, no parece observarse ningún tipo de tendencia en función del tipo de tecnología de luz que utilizan los escáneres. Sólo el escáner táctil parece distanciarse de los otros en algunas variables, demostrando un mejor comportamiento.

Al analizar todos los datos en conjunto, y dentro de las limitaciones de este estudio, parece que la presencia de aristas y socavados condiciona la calidad del escaneado. La realización de una preparación dentaria con contornos suaves, sin aristas ni socavados, parece de importancia capital para producir un escaneado correcto. Como el escaneado es un paso fundamental para lograr un ajuste adecuado de la restauración final, desde este estudio se recomienda realizar una preparación dentaria de contornos suaves al usar tecnología CAD/CAM.

Teniendo en cuenta todos los datos recabados, 3Shape resultó ser un escáner que, sin ser el mejor en todas las categorías, fue un escáner con un comportamiento de conjunto muy bueno. Parece poseer una capacidad de reproducción de superficies lisas muy buena, no viéndose afectado demasiado por las zonas que se ha visto resultan difíciles de escanear.

Renishaw, el único escáner de este estudio de tecnología táctil, resultó ser un escáner con un comportamiento muy bueno en todos los sentidos: exactitud general, precisión, capacidad de lectura de aristas y muy exacto en zonas lisas, con el único inconveniente de la mala lectura de aristas orientadas hacia el interior de la cara oclusal.

## **5.4 Resumen final**

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. El ajuste se estudia desde muchas perspectivas, siendo la del presente trabajo nada más que una de ellas. 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<sup>101</sup>, y estima el desajuste máximo aceptable en 120  $\mu\text{m}$ , pero es un estudio de 1971 y no justifica cual es la razón de que sean 120 y no 20 o 400 micras, hay que tener en cuenta que una bacteria tiene un tamaño de 2 micras y obviamente, valores de desajuste mayores que esos, hace físicamente factible la microfiltración. En todos los estudios sobre ajuste se dan unos valores en micras, pero en realidad no se tiene muy claro cuánto es lo tolerable. Por ello sería necesario realizar estudios in vivo que analizaran la influencia del desajuste en la supervivencia a largo plazo de las restauraciones para así proporcionarse unas directrices acerca de cuánto desajuste es tolerable en la práctica<sup>102</sup>. Esto es una tarea difícil dado que éticamente no se podrían crear restauraciones desajustadas que fueran a llevar seres humanos y por la dificultad de medir el desajuste clínicamente.

Por último es importante tener en consideración que en este trabajo, se ha aislado para su estudio la variable “escáner extraoral”. Sin embargo, en la actualidad el escáner no es más que un eslabón de una cadena que hoy en día se denomina en Odontología “flujo digital” y que engloba muchas más fases como, la obtención previa del modelo que será escaneado

extraoralmente, el software utilizado para el diseño de la restauración, el sistema de fresado, etc.

Por esta razón, las empresas se encuentran centradas hoy en día en optimizar en conjunto este flujo digital, ya que de nada sirve un escáner muy fiable si, el software de diseño es de baja calidad o la fresadora tiene limitada su capacidad de una reproducción fiel de la restauración diseñada.

En este sentido, la apuesta que las casas comerciales están haciendo en la utilización de escáneres intraorales, debería a corto plazo, mejorar de manera ostensible el resultado final del flujo digital, ya que se eliminan los errores provenientes del material de impresión y de la obtención en yesos, del modelo de trabajo.

En relación con el CAD/CAM y los escáneres, las máquinas de medición por coordenadas o CMMs, más los programas de comparación CAD, permiten estudiar de forma muy detallada y pormenorizada el comportamiento de los escáneres de laboratorio, pero también los intraorales, que empiezan a ser el presente de la Odontología de hoy. Sería interesante la realización de otros estudios con una muestra más amplia y/u otros escáneres de laboratorio o incluso con escáneres intraorales.

## **6.CONCLUSIONES**

1. Los tres escáneres presentan una resolución adecuada para el tipo de procedimientos de lectura al que están asociados comprendida entre los 7000 y los 12000 (puntos/mm<sup>2</sup>). El escáner de Renishaw fue de manera significativa el que presentó una resolución más alta (19672 puntos/mm<sup>2</sup>).
2. La exactitud (discrepancia media) de los escáneres se situó en unas 40µm. Renishaw obtuvo los valores más bajos de discrepancia (37µm) siendo dicho resultado significativo con respecto a los otros dos (42,1µm 3Shape y 43,2µm Imetric).
3. La precisión (desviación media) de los escáneres se situó en unas 45µm. De manera estadísticamente significativa los resultados de Renishaw (43,8 µm) fueron mejores que los de Imetric (50,2µm) y 3shape (46,6µm).
4. Los escáneres presentaron una capacidad limitada de reproducir aristas orientadas hacia fuera del modelo y de zonas socavadas, pues presentaban mayor discrepancia en estas zonas (40,7µm y 53,7µm respectivamente). La capacidad de reproducción de superficies lisas, con curvatura suave o aristas orientadas hacia el interior del modelo presentaban un mejor resultado (8,2µm, 21,1µm y 37,3µm respectivamente) .
5. Cuanta mejor resolución presentaba un escáner, mejores resultados tenía en cuanto a capacidad de lectura. Como es el caso de Renishaw, que leía muy bien las zonas lisas y curvaturas de hombro (9,5µm y 4,3µm respectivamente). Además, es el único escáner con poca discrepancia en las zonas con aristas hacia fuera.
6. Al comparar las distintas zonas de los escáneres es 3Shape el que más diferencias presenta entre las distintas zonas. Mientras que Renishaw e Imetric presentan menos diferencias.
7. 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. Por dicha razón, nuevos trabajos que impliquen flujos digitales completos, deberían de ser realizados.

# **7.BIBLIOGRAFÍA**

1. G. A. CAD all over and everywhere? *Int J Comput Dent* 2010(13):295-97.
2. Steinhauser-Andresen S, Detterbeck A, Funk C, Krumm M, Kasperl S, Holst A, et al. Pilot study on accuracy and dimensional stability of impression materials using industrial CT technology. *J Orofac Orthop* 2011;72(2):111-24.
3. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent* 2006;95(3):194-200.
4. Birnbaum NS, Aaronson HB. Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compend Contin Educ Dent* 2008;29(8):494, 96, 98-505.
5. Freedman M, Quinn F, O'Sullivan M. Single unit CAD/CAM restorations: a literature review. *J Ir Dent Assoc* 2007;53(1):38-45.
6. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28(1):44-56.
7. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J* 2011;56 Suppl 1:97-106.
8. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137(9):1289-96.
9. Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J. CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *J Prosthet Dent* 2012;107(1):34-46.
10. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal* 2011;56:97-106.
11. Reiss B WW. Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of Cerec restorations. *Int J Comput Dent* 2000;3:9-23.
12. Nakamura T DN, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2003;16:244-48.
13. Effrosyni A TE, Northeast S, van Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/ CAM. *J Dent* 2007;35:68-73.

14. Manabu KANAZAWA MI, Shunsuke MINAKUCHI and Naoto OHBAYASHI. Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures. *Dental Materials Journal* 2011;30(1):93-96.
15. Donovan TE, Becker W, Brodine AH, Burgess JO, Cronin RJ, Summitt JB. Annual review of selected dental literature: Report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. *J Prosthet Dent* 2007;98(1):36-67.
16. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent* 2006;96(2):96-9.
17. [http://en.wikipedia.org/wiki/Computer-aided\\_design](http://en.wikipedia.org/wiki/Computer-aided_design).
18. [http://en.wikipedia.org/wiki/Computer-Aided\\_Manufacturing](http://en.wikipedia.org/wiki/Computer-Aided_Manufacturing).
19. [http://en.wikipedia.org/wiki/3D\\_printing](http://en.wikipedia.org/wiki/3D_printing).
20. [http://en.wikipedia.org/wiki/3D\\_scanner](http://en.wikipedia.org/wiki/3D_scanner).
21. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent* 2007;35(12):903-8.
22. <http://www.phasevision.com/technology/contact-vs-non-contact-measurement.html>.
23. Kusnoto B, Evans CA. Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2002;122(4):342-48.
24. Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG. Matching point clouds: limits and possibilities. *Int J Comput Dent* 2002;5(2-3):155-64.
25. Rudolph H, Luthardt RG, Walter MH. Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. *Comput Biol Med* 2007;37(5):579-87.
26. [http://en.wikipedia.org/wiki/Confocal\\_microscopy](http://en.wikipedia.org/wiki/Confocal_microscopy).
27. Persson AS, Oden A, Andersson M, Sandborgh-Englund G. Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater* 2009;25(7):929-36.
28. Vlaar ST, van der Zel JM. Accuracy of dental digitizers. *Int Dent J* 2006;56(5):301-9.

29. Reiss B, Walther W. Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of Cerec restorations. *Int J Comput Dent* 2000;3(1):9-23.
30. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2003;16(3):244-8.
31. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *J Dent* 2007;35(1):68-73.
32. Vaquero Niño P, Romeo Rubio M. Restauraciones estéticas con sistemas CAD/CAM. Introducción a las nuevas tendencias de futuro. *Gaceta Dental* 2012;233(Feb).
33. Sohmura T, Kojima T, Wakabayashi K, Takahashi J. Use of an ultrahigh-speed laser scanner for constructing three-dimensional shapes of dentition and occlusion. *J Prosthet Dent* 2000;84(3):345-52.
34. Rignon-Bret C, Dupuis R, Gaudy JF. Application of a 3-dimensional measurement system to complete denture impressions. *J Prosthet Dent* 2002;87(6):603-12.
35. Brosky ME, Major RJ, DeLong R, Hodges JS. Evaluation of dental arch reproduction using three-dimensional optical digitization. *J Prosthet Dent* 2003;90(5):434-40.
36. Luthardt RG, Kuhmstedt P, Walter MH. A new method for the computer-aided evaluation of three-dimensional changes in gypsum materials. *Dent Mater* 2003;19(1):19-24.
37. Kamegawa M, Nakamura M, Tsutsumi S. 3D morphological measurements of dental casts with occlusal relationship using microfocus X-ray CT. *Dent Mater J* 2008;27(4):549-54.
38. Keating AP, Knox J, Bibb R, Zhurov AI. A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *J Orthod* 2008;35(3):191-201; discussion 175.
39. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98(5):389-404.
40. Salido Rodríguez-Manzaneque MP, Serrano Madrigal B, Suárez García MJ, Sánchez Turrión A, Pradés Ramiro G. Sistema Procera AllCeram: solución estética y funcional para restauraciones fijas múltiples. *Rev Int Prot Estomat* 2002;4(1).
41. Hayasaki H, Martins RP, Gandini LG, Saitoh I, Nonaka K. A new way of analyzing occlusion 3 dimensionally. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128(1):128-32.

42. Chan DC, Chung AK, Haines J, Yau EH, Kuo CC. The accuracy of optical scanning: influence of convergence and die preparation. *Oper Dent* 2011;36(5):486-91.
43. <http://www.cmsa.ch/en/dental/products/digitalsystem/labscanner/Pages/default.aspx>.
44. <http://www.amangirrbach.com/en/products/ceramill-cadcam-framework-fabrication/ceramill-map100/>.
45. <http://www.amangirrbach.com/en/products/ceramill-cadcam-framework-fabrication/ceramill-map300/>.
46. <http://www.optimet.com/>.
47. <http://www.nobelbiocare.com/en/products-solutions/nobelprocera-individualized-solutions/scanner/default.aspx>.
48. [http://www.cynoprod.com/product\\_details.php?catid=1&catname=i3.5%20Evolution%20-%20Powered%20by%20Numeq&prodid=7](http://www.cynoprod.com/product_details.php?catid=1&catname=i3.5%20Evolution%20-%20Powered%20by%20Numeq&prodid=7).
49. <http://shining3d.com/en-us/dentalscan.html>.
50. <http://www.breuckmann.com/en/bodymetry-life-science/applications/medical-technology.html>.
51. <http://www.kavo-cadcam.com/Everest-System/Everest-Scan-II.aspx>.
52. <http://www.maestro3d.com/index.asp?page0=container&page1=hometask0&page2=@hometask1>.
53. <http://www.simple3dent.com/maguardia/escaner/41-escaner-maestro3d.html>.
54. <http://www.laserdenta.com/en/openscan-100>.
55. <http://www.scanner3d.it/it/scanner-3d.html?start=2>.
56. <http://www.sweden-martina.com/sistematicaecho.asp?sez=prodotto&tet=cadcam>

57. [http://www.scansystems.it/index.php?option=com\\_content&view=article&id=11&Itemid=4&lang=it](http://www.scansystems.it/index.php?option=com_content&view=article&id=11&Itemid=4&lang=it).
58. [http://www.gt-medical.com/index.php?page=scan\\_fit\\_es](http://www.gt-medical.com/index.php?page=scan_fit_es).
59. <http://www.dentalscanner.com/product-specs-specs.asp>.
60. [http://www.sirona.es/ecomaXL/index.php?site=SIRONA\\_ES\\_ineos\\_blue](http://www.sirona.es/ecomaXL/index.php?site=SIRONA_ES_ineos_blue).
61. Mehl A, Ender A, Mormann W, Attin T. Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent* 2009;12(1):11-28.
62. <http://www.solutionix.com/product/3d-dental-scanner.html>.
63. <http://www.zirkonzahn.com/es/sistema-cadcam/CAD-CAM.aspx>.
64. <http://www.zfx-dental.com/es/zfx-scan-ii-iii>.
65. [http://en.wikipedia.org/wiki/List\\_of\\_file\\_formats#Computer-aided](http://en.wikipedia.org/wiki/List_of_file_formats#Computer-aided).
66. <http://en.wikipedia.org/wiki/Tessellation>.
67. <http://es.wikipedia.org/wiki/IGES>.
68. [http://en.wikipedia.org/wiki/Accuracy\\_and\\_precision](http://en.wikipedia.org/wiki/Accuracy_and_precision).
69. <http://www.digitalfotored.com/imagendigital/numeropixeles.htm>.
70. [http://en.wikipedia.org/wiki/Coordinate\\_system](http://en.wikipedia.org/wiki/Coordinate_system).
71. Del Corso M, Aba G, Vazquez L, Dargaud J, Dohan Ehrenfest DM. Optical three-dimensional scanning acquisition of the position of osseointegrated implants: an in vitro study to determine method accuracy and operational feasibility. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;11(3):214-21.
72. Dahlmo KI, Andersson M, Gellerstedt M, Karlsson S. On a new method to assess the accuracy of a CAD program. *Int J Prosthodont* 2001;14(3):276-83.
73. Tomita S, Shin-ya A, Gomi H, Shin-ya A, Yokoyama D. Machining accuracy of crowns by CAD/CAM system using TCP/IP: influence of restorative material and scanning condition. *Dent Mater J* 2007;26(4):549-60.

74. Arnetzl G, Pongratz D. Milling precision and fitting accuracy of Cerec Scan milled restorations. *Int J Comput Dent* 2005;8(4):273-81.
75. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont* 2004;17(6):680-5.
76. 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.
77. Luthardt RG, Sandkuhl O, Herold V, Walter MH. Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations. *Int J Prosthodont* 2001;14(2):146-51.
78. 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.
79. Persson AS, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology. *Dent Mater* 2008;24(8):1123-30.
80. <http://www.jq.com.ar/Imagenes/Productos/Peek/PeekP/propiedades.htm>.
81. <http://www.3shapedental.com/restoration.aspx>.
82. <http://www.imetric.com/index.php?id=1>.
83. <http://www.dentalaegis.com/idt/2011/01/delcam-imetric-scanners>.
84. <http://www.ztech-ddg.com/Esc%C3%A1nerdealtaprecisi%C3%B3n.aspx>.
85. Lehmann KM, Azar MS, Kämmerer PW, Wentaschek S, Scheller H. The effect of optical conditioning of preparations with scan spray on preparation form. *Acta Stomatol Croat* 2011;45(2):86-92.
86. Lori Trost SS, Lorri Burt. Making informed decisions about incorporating a CAD/CAM system into dental practice. *JADA* 2006;137(9 Supplement):32S-36S.
87. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2007;98(5):389-404.

88. Kelly JR. Developing meaningful systematic review of CAD/CAM reconstructions and fiber-reinforced composites. *Clinical Oral Implants Research* 2007;18:205-17.
89. Daniel J. Poticny JK. CAD/CAM In-office Technology : Innovations After 25 years for Predictable, Esthetic, Outcomes. *JADA* 2010;210:5S-9S.
90. Joerg R. Strub DR, Siegert Witowski. Computer-aided design and fabrication of dental restorations. Current systems and future possibilities. *JADA* 2006;137(9):1289-96.
91. Chan DCN CA-H, Haines J, Yau EH-T, Kuo C-C. The accuracy of optical scanning: influence of convergence and die preparation. *Operative Dentistry* 2011;36(5):486-91.
92. Taiji Sohmura TK, Kazumichi Wakabayashi and Junzo Takahashi. Use of an ultrahigh-speed laser scanner for constructing three-dimensional shapes of dentition and occlusion. *J Prosthet Dent* 2000;84:345-52 2000.
93. E.R.Hewlett MEO, G.T. Clark. Accuracy testing of three-dimensional digitizing systems. *Dent Mater* 1992;8:49-53.
94. Ralph G. Luthard PK, Michael S. Walter. A new method for the computer-aided evaluation of three-dimensional changes in gypsum materials. *Dental Materials* 19, 19-24 2003.
95. Jef M. van der Zel SV, William J. de Ruiters, and Carel Davidson,. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING*, VOL. 20, NO. 10, OCTOBER 2001 2001.
96. Mary E. Brosky IJP, Philip D. Lowder, Ralph DeLong, and James S. Hodges. Laser digitization of casts to determine the effect of tray selection and cast formation technique on accuracy. *J Prosthet Dent* 2002(87):204-9.
97. M Kamegawa MN, S. Tsutsumi. 3D morphological measurements of dental casts with occlusal relationship using microfocus X-ray CT. . *Dent Mater J* 2008;27(4):549-54.
98. Christophe Rignon-Bret D, MS,a Raphael Dupuis, PhD,b and Jean-François Gaudy, DSO, DEBHC. Application of a 3-dimensional measurement system to complete denture impressions. *J Prosthet Dent* 2002;87:603-12 2002.
99. Bootvong K, Liu Z, McGrath C, Hagg U, Wong RWK, Bendeus M, et al. Virtual model analysis as an alternative approach to plaster model analysis: reliability and validity. *The European Journal of Orthodontics* 2010;32(5):589-95.

100. 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;95(3):194-200.
101. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131(3):107-11.
102. Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks. *Int J Prosthodont* 2007;20(2):125-31.