

# UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Estomatología I  
(Prótesis Bucofacial)



## TESIS DOCTORAL

**Estudio experimental in vitro de la fiabilidad de seis escáneres  
extraorales utilizados en tecnología Cad/Cam**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

**Pablo González de Villaumbrosía Santa Cruz**

Directores

Guillermo Jesús. Pradés Ramiro

Francisco Martínez Rus

**Madrid, 2014**



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
Departamento de Prótesis Bucofacial

ESTUDIO EXPERIMENTAL IN VITRO DE LA  
FIABILIDAD DE SEIS ESCÁNERES EXTRAORALES  
UTILIZADOS EN TECNOLOGÍA CAD/CAM



TESIS DOCTORAL  
Pablo González de Villaumbrosia Santa Cruz  
2013

ESTUDIO EXPERIMENTAL IN VITRO DE LA  
FIABILIDAD DE SEIS ESCÁNERES EXTRAORALES  
UTILIZADOS EN TECNOLOGÍA CAD/CAM

Memoria de investigación presentada por

**Pablo González de Villaumbrosia Santa Cruz**

Para optar al Grado de Doctor en Odontología por la Universidad  
Complutense de Madrid

Directores:

**Prof. Dr. Guillermo Pradíes Ramiro**

**Prof. Dr. Francisco Martínez Rus**

Departamento de Prótesis Bucofacial

Facultad de Odontología

Universidad Complutense de Madrid

Madrid, 2013



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

DEPARTAMENTO  
DE PRÓTESIS BUCOFACIAL

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Plaza de Ramón y Cajal, s/n  
Ciudad Universitaria  
28040 Madrid

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

CERTIFICAN:

Que el trabajo de investigación “ESTUDIO EXPERIMENTAL IN VITRO DE LA FIABILIDAD DE SEIS ESCÁNERES CAD/CAM”, del que es autor D. Pablo González de Villaumbrosia Santa Cruz, ha sido realizado bajo nuestra dirección y supervisión, reuniendo en nuestra opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del Grado de Doctor en Odontología por esta universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Madrid a quince de junio de 2013.

Fdo. Guillermo Pradíes Ramiro

Fdo. Francisco Martínez Rus

## Agradecimientos:

En primer lugar me gustaría expresar mi más sincero agradecimiento a los doctores Guillermo Pradíes Ramiro y Francisco Martínez Rus, directores de esta tesis doctoral. Ambos forman un tándem inigualable, en el que se combina la infatigable capacidad de trabajo del Dr. Pradíes, con la inteligencia y capacidad de ver las cosas desde puntos de vista nuevos del Dr. Martínez. Me gustaría hacer una mención especial a la capacidad de sacrificio del Dr. Pradíes, tutelando, orientando y coordinando a las personas que estamos a su cargo, así como aconsejándonos y ayudándonos más allá de lo académico, mostrando un interés profundo y personal por todos que está más allá de sus obligaciones.

En segundo lugar me gustaría agradecer su ayuda a todas las demás personas que han colaborado de una u otra manera en este estudio, y sin las cuales no habría sido posible. Entrar en contacto con Adrián Hernández, de Madringenia y Pic Dental, supuso un punto de inflexión en el progreso de este estudio, dándonos una visión desde la perspectiva de la Ingeniería. Su asesoramiento, así como colaboración directa al poner a nuestra disposición equipos, personal y conocimientos, ha sido imprescindible. Dentro de su equipo me gustaría dar las gracias a Carlos y especialmente a Mihai por todas las horas que me han dedicado, respondiendo pacientemente a todas mis preguntas y ayudándome en todo lo necesario.

Otra persona fundamental en este estudio ha sido Ricardo García Mata, estadístico de la Universidad Complutense, con su amplio conocimiento dentro de su campo y también su paciencia para responder a innumerables interrogantes y dudas.

También me gustaría expresar mi agradecimiento a Amado José Pozuelo, Responsable de Soluciones Multimedia de la Universidad Complutense, por su ayuda desinteresada en los primeros pasos de diseño del modelo maestro utilizado en este estudio. Asimismo tengo que dar las gracias a Florentino Zapatera, ya jubilado, de los Talleres de Ayuda a la Investigación de la UCM, por su amable colaboración en la fabricación de los primeros prototipos del modelo maestro.

Quiero darle las gracias a Lorenzo del Río Highsmith, por sus críticas constructivas y visión práctica que le caracteriza.

Agradezco al Departamento de Prótesis de la Facultad de Odontología, a las personas que lo componen, a la propia Facultad, y por extensión a la Universidad Complutense de Madrid, por crear el medio necesario para que estudios como este puedan llevarse a cabo.

No puedo dejar de dar las gracias también a mis amigos por su comprensión por todas las horas que no les he dedicado para concluir este trabajo. Un pedacito del mismo es también gracias a ellos.

Y por último, gracias a mi familia. A mis padres por ayudarme a ser lo que soy y darme los medios para llegar hasta aquí, por su ejemplo de trabajo y perseverancia. A mi hermana por su modelo de buen carácter y capacidad de afrontar las cosas con la mejor actitud posible.

Y por supuesto, a Ana, mi mujer. Si hay alguien que ha compartido el esfuerzo de hacer esta tesis es ella. No puedo sentirme más agradecido por todas las horas que ha tenido que sacrificar y que no he podido dedicarle, por su apoyo incondicional, su paciencia en los momentos duros, su comprensión, aliento, consejo, criterio, buen gusto y, sobre todo, por su cariño.

Gracias.

A Ana

# Índice

Agradecimientos:	3
<b>ABSTRACT</b>	10
<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	12
1.1 ¿Qué es CAD/CAM?	13
1.2 Escaneado 3D	18
1.3 Tipos de escáneres 3D en la industria	19
1.3.1 Contacto	20
1.3.1.1 Máquina de medición por coordenadas	20
1.3.1.2 Brazo articulado	22
1.3.1.3 Combinación de CMM y brazo articulado	23
1.3.2 No contacto (óptico)	23
1.3.2.1 Escáneres de luz estructurada	23
1.3.2.2 Escáneres de luz láser	25
1.3.2.3 Escáneres de microscopía confocal y holografía confocal	26
1.3.3 Fotogrametría	27
1.4 Sistema de coordenadas	29
1.5 Concepto de exactitud, precisión y resolución	31
1.5.1 Exactitud	31
1.5.2 Precisión	31
1.5.3 Resolución	32
1.6 Formato de los archivos CAD:	33
1.6.1 Nube de puntos:	33
1.6.2 Malla poligonal:	34
1.6.3 Modelo paramétrico:	34
1.7 Antecedentes históricos del CAD/CAM en odontología	36
1.8 Tipos de escáneres CAD/CAM en odontología:	40
1.8.1 Escáneres de luz estructurada:	43
1.8.1.1 Cendres Métaux	44
1.8.1.2 Ceramill	44
1.8.1.3 Dental Scan	44
1.8.1.4 Imetric IScan D101	44
1.8.1.5 Kavo Everest Scan II	46

1.8.1.6 Lava™ Scan ST .....	46
1.8.1.7 Maestro 3D.....	49
1.8.1.8 ReVeng Dental.....	49
1.8.1.9 Scan-Fit.....	49
1.6.1.10 Scansystem DentalVision .....	49
1.8.1.11 Sirona inEos Blue .....	50
1.8.1.12 Smart Optics Activity 101 .....	50
1.8.1.13 Solutionix Rexcan DS2.....	51
1.8.1.14 ZirkonZahn S600 .....	51
1.8.1.15 Zfx Evolution.....	51
1.8.2 Escáneres de luz láser.....	51
1.8.2.1 3Shape .....	52
1.8.2.2 Cono Scan 4000 .....	54
1.8.2.3 Cyno Prod i3.5 .....	54
1.8.2.4 Openscan 100.....	55
1.8.2.5 Orapix 3D Scanner .....	55
1.8.2.6 Shape Grabber Ai210D.....	55
1.8.2.7 Zeno® Scan S100 .....	55
1.8.3 Escáneres de contacto.....	57
1.8.3.1 ProCera Forte.....	58
1.8.3.2 Renishaw incise™ .....	59
1.8.4 Fotogrametría .....	61
1.9 Ventajas y desventajas de los sistemas CAD/CAM .....	65
1.9.1 Ventajas .....	65
1.9.2 Desventajas.....	65
<b>2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS .....</b>	<b>66</b>
<b>3. HIPÓTESIS DE TRABAJO .....</b>	<b>69</b>
<b>4. MATERIAL Y MÉTODO .....</b>	<b>71</b>
4.1 Variables estudiadas .....	80
4.1.1 Resolución.....	80
4.1.2 Discrepancia promedio.....	81
4.1.3 Desviación estándar .....	81
4.1.4 Discrepancia externa media.....	81
4.1.5 Discrepancia interna media .....	81

4.1.6 Mapa de color .....	82
4.1.7 Discrepancia en nueve puntos de un corte virtual sagital.....	82
4.2 Análisis estadístico .....	87
<b>5. RESULTADOS</b> .....	88
5.1 Estadística descriptiva .....	89
5.3 Cortes virtuales .....	108
5.4 Pruebas de normalidad para las diferentes variables y escáneres .....	112
5.5 Análisis comparativo de las distintas variables con test no paramétricos .....	113
5.6. Análisis estadístico de las zonas de los cortes virtuales .....	118
5.6.1 Comparación entre las distintas zonas observadas para cada escáner.....	118
5.6.2 Comparación entre escáneres de las distintas zonas .....	119
5.7 Pruebas de correlación.....	124
5.7.1 Correlación entre resolución y resto de variables sin distinguir escáner .....	124
5.7.2 Correlación entre resolución y resto de variables por escáner .....	125
<b>6. DISCUSIÓN</b> .....	128
6.1 SOBRE EL MATERIAL Y MÉTODO .....	129
6.2 SOBRE LOS RESULTADOS .....	138
6.2.1 Sobre los seis escáneres en conjunto .....	138
6.2.2 Comparación entre escáneres .....	139
6.2.2.1 Resolución .....	139
6.2.2.2 Exactitud (discrepancia promedio) .....	139
6.2.2.3 Precisión (desviación estándar).....	140
6.2.2.4 Discrepancia externa e interna medias.....	140
6.2.3 Análisis de los cortes virtuales .....	141
6.2.3.1 Comparación entre zonas del corte virtual .....	141
6.2.3.2 Comparación entre escáneres de las distintas zonas .....	142
6.2.4 Láser Vs. Luz estructurada Vs. Táctil.....	144
6.2.5 Correlación entre resolución y el resto de variables.....	146
6.2.6 Valoración de los datos en su conjunto.....	147
6.3 Otros estudios sobre escáneres CAD/CAM .....	150
6.4 Reflexiones finales .....	153
<b>7. CONCLUSIONES</b> .....	155
<b>8. BIBLIOGRAFÍA</b> .....	157
<b>9. ANEXOS</b> .....	168

Anexo 1: Datos del estudio.....	169
Anexo 2: Propiedades del Peek 1000.....	172
Anexo 3: Valores de discrepancia máximos. ....	173
Anexo 3.1 Definición de las variables.....	173
Anexo 3.2 Resultados de las variables .....	173
Anexo 4: ANOVA unifactorial para la comparación entre escáneres .....	183
Anexo 5: ANOVA unifactorial de medidas repetidas para la comparación entre zonas.....	189
Anexo 6: Gráficas de correlación entre resolución y resto de variables.....	190
Anexo 7: Comparativa diseño CAD Vs modelo de referencia CAD (MRC) .....	198
Anexo 8: Certificado ISO de la CMM.....	200

# ABSTRACT

## Introduction

Daily practice in Dentistry would be inconceivable nowadays without CAD/CAM technology. CAD/CAM workflow consists of scanning of the foundation surface for the restoration, design and manufacturing of the restoration.

There are mainly two types of dental CAD/CAM scanners: intraoral, used chairside, and extraoral, used at the dental laboratory.

## Objectives

1. To Establish and compare the resolution of six CAD/CAM extraoral scanners, expressed in points/mm<sup>2</sup>.
2. To establish and compare the reliability (accuracy and precision) for those six scanners in microns.
3. To establish the reliability of those scanners in five different locations of a virtual sagittal cut of the preparation, and assess if there are any differences among locations.
4. To compare the reliability of the scanners regarding the five locations of the virtual cut.
5. To compare the results regarding the type of scanner (laser, structured light or contact).

## Material & Methods

A PEEK master die with the shape of a prepared premolar was manufactured. Its surface was measured with a coordinate measuring machine (CMM), to obtain an accurate CAD reference model (CRM).

That CRM was scanned ten times with each of the following scanners: 3Shape D640 (laser), Imetric IScan D101 (structured light), Lava Scan ST (structured light), Renishaw incise (contact), Smart Optics Activity 101 (structured light), Zeno Scan S100 (laser). “.STL” files were obtained from these scannings.

Every STL was compared with the CRM by means of the Geomagic Qualify 12.1.2 software, measuring the distance from each scanned point to the CRM.

All the data were gathered and descriptive and inferential statistics were obtained: Kruskal-Wallis one way analysis of variance to compare scanners, and Spearman's rank correlation coefficient for the correlation between resolution and all the other variables. A 95% significance level was chosen.

## Results

The mean resolution found for the scanners was 134 points/mm<sup>2</sup>. Their accuracy was 38.8 µm and their precision 45.5 µm. Resolution did not affect neither global accuracy nor precision of the scanners, but the higher it was, the better the ability of the scanner to read sharp edges.

Sharp edges oriented outwards of the preparation had a statistically different behavior under the scanners, compared to the other areas of the virtual cut. The same happened to undercut areas.

Scanners read better smooth surfaces than those with sharp edges or undercuts.

The type of scanner (either laser, structured light or contact) did not determine the observed results.

## Conclusions

1. A greater **resolution** helps read edges of the preparation.
2. **Accuracy** of the scanners was found to be adequate (38.8 µm).
3. A moderately low **precision** was found (45.5 µm).
4. **CAD/CAM dental preparations should be smooth** (no sharp edges or undercuts), to ease reading by the scanners.
5. **Zeno Scan** was the most accurate and precise scanner, and the least affected by intricate areas of the preparation.
6. The **type** of scanner did influence neither accuracy nor precision of the scanners.

# 1. INTRODUCCIÓN

---

La odontología se halla en constante evolución, desarrollándose siempre nuevas técnicas y apareciendo nuevos materiales y equipamiento. Actualmente la práctica diaria de la odontología sería difícil de entender sin la ayuda de la tecnología CAD/CAM. Aun sin ir tan lejos como algunos autores que afirman que las técnicas convencionales se han quedado obsoletas<sup>1</sup>, hay que reconocer que la tecnología CAD/CAM ha abierto un abanico enorme de posibilidades dentro de los recursos de los que dispone el clínico y el técnico de laboratorio dental, tanto en el diagnóstico como en el tratamiento.

La tecnología digital maneja modelos virtuales de la boca del paciente y está siendo utilizada cada vez más en la odontología actual para la confección de prótesis con todo tipo de materiales, en cirugía guiada, planificación en Ortodoncia, etc. Los modelos virtuales permiten que haya una comunicación interactiva entre los dentistas y el laboratorio además de disminuir el riesgo de pérdida y/o daño de los datos<sup>2</sup>.

El incremento en las demandas estéticas de la población y la posibilidad de confección de materiales mediante mecanizado en vez de colado ha hecho que en los últimos años se haya ido instaurando progresivamente la tecnología CAD/CAM en los laboratorios y en las clínicas dentales<sup>3</sup>.

### 1.1 ¿Qué es CAD/CAM?

CAD/CAM es el acrónimo inglés de computer aided design/computer aided manufacturing, que traducido al castellano significa diseño asistido por ordenador/fabricación asistida por ordenador. Los sistemas CAD/CAM, tanto en odontología como en la industria, utilizan un proceso en cadena que consiste en la digitalización de objetos, el diseño por ordenador y la fabricación con máquinas de control numérico (CNC)<sup>4</sup>.

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. 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 que generalmente está preparado para su impresión en 3D o para labores de mecanizado.

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 modelo o la boca del paciente en una imagen tridimensional<sup>4</sup>.

Se utiliza para muchas aplicaciones en los campos de la industria automovilística, naval y aeroespacial, arquitectura, medicina, animación, efectos especiales de la industria cinematográfica y publicidad. Debido al enorme peso en la economía del diseño CAD, se ha producido mucho desarrollo en los campos de la geometría computacional, los gráficos por ordenador y la geometría diferencial.

La fabricación asistida por ordenador (CAM) es la confección de una pieza con una máquina controlada por un sistema informático. Su propósito principal es la creación de un proceso de fabricación más rápido, más preciso y más repetible, y se basa en un diseño CAD previo.

Existen dos tipos de fabricación CAM:

- Mediante la eliminación de material (método sustractivo).
- Mediante el añadido, curado o sinterización del material (método aditivo o impresión 3D).

La fabricación sustractiva elimina material con una máquina-herramienta, que realiza esta labor mediante arranque de viruta, estampado, corte o electroerosión. Es un tipo de máquina que se utiliza para dar forma a materiales sólidos, principalmente metales.



Figura 1: Máquina-herramienta.

Las máquinas-herramienta que se utilizan en la fabricación CAM suelen estar completamente automatizadas y reciben el nombre de máquinas de control numérico (CNC-computer numerically controlled). Se denominan así porque un ordenador convierte el diseño CAD en números que representan la trayectoria en forma de coordenadas que tiene que seguir la herramienta de corte para dar forma a la pieza final, en lo que se denomina "toolpath". Las máquinas de control numérico del campo dental siguen la misma filosofía que las del resto de la industria.



Figura 2: Máquina de control numérico.

En oposición a la fabricación sustractiva está la impresión 3D, que es la fabricación por adición de un objeto tridimensional mediante la superposición de capas. Los tres tipos de impresión 3D 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 un sustrato de material que 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. Este tipo de impresión 3D y la impresión por inyección de material aglutinante reciben el nombre de estereolitografía.

Tanto el CAD como el CAM están englobados dentro de lo que se denomina CAE (Computer aided engineering), que significa ingeniería asistida por ordenador. Ésta comprende además del CAD y del CAM, diversos aspectos de la fabricación final de un producto industrial: diseño automático, análisis por simulación, diseño de procesos, producción de herramientas y repuestos, automatización de cadenas de montaje, programación de control numérico, inspección y control de calidad.

## 1.2 Escaneado 3D

El escaneado 3D es el análisis de un objeto o un entorno real tridimensional para recabar información de su superficie y así poder construir un modelo digital tridimensional del mismo. Se realiza mediante escáneres 3D.

Fuera del ámbito odontológico, estos escáneres 3D 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.

En el campo dental forman parte del proceso de confección de prótesis mediante CAD-CAM. 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 dar forma al material de restauración<sup>4</sup>.

El propósito de cualquier escáner 3D es crear una “nube de puntos” que represente la superficie del objeto que se quiere escanear, normalmente uno o varios muñones de dientes tallados, cabezas de implantes o un modelo de escayola entero. Estos puntos, cuya situación espacial viene definida por sus coordenadas cartesianas, 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 mismo. 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.

## 1.3 Tipos de escáneres 3D en la industria

Hay muchos tipos de escáneres 3D, en función de las aplicaciones para las que se utilizan:

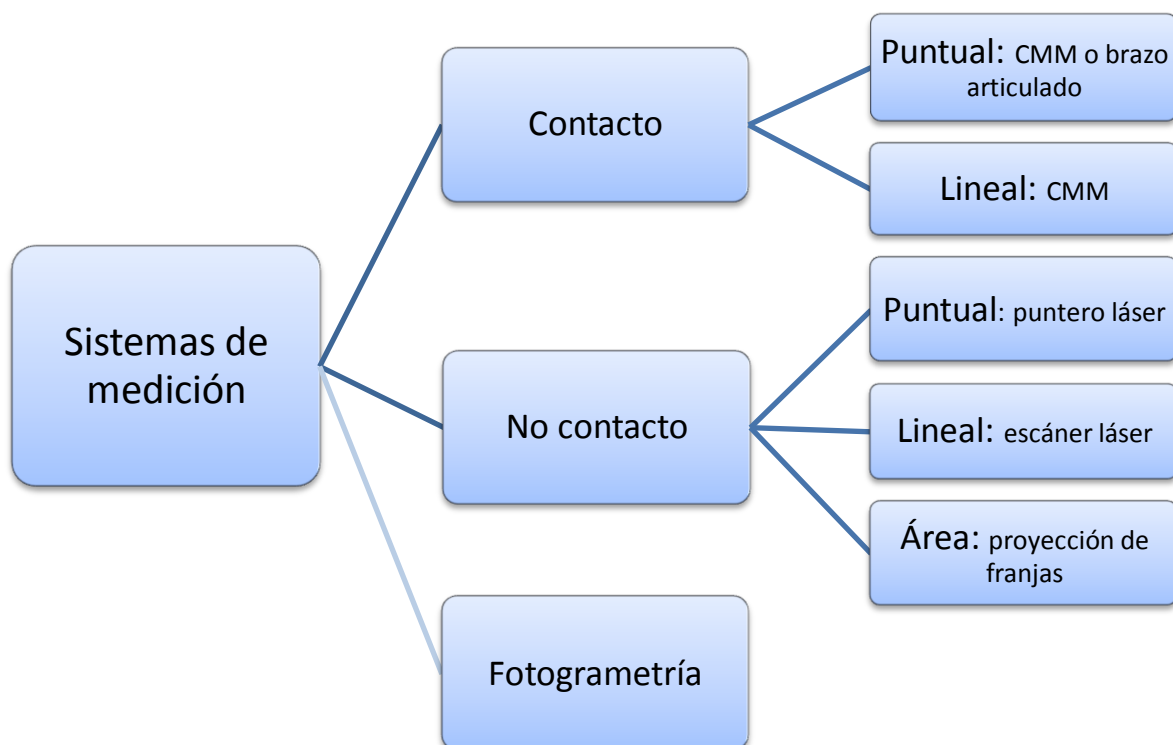


Diagrama 1: Tipos de escáneres 3D en la industria.

## 1.3.1 Contacto

Los primeros escáneres en aparecer en la industria en general fueron los escáneres de contacto. Siguen teniendo vigencia, siendo todavía para algunos procesos los más precisos, pero también 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 sobre ella.

Estos escáneres no se ven afectados por las características ópticas de la superficie del objeto, pero sí se pueden ver afectados por sus características físicas. Si se quiere medir un objeto blando como la goma o la silicona en el caso del campo odontológico, éste se puede deformar y verse alterado el escaneado<sup>9</sup>.

Además, debido a la necesidad de contacto con toda la superficie del objeto, estos escáneres tienden a ser lentos, como ya se ha mencionado.

Pueden ser de tres tipos:

### 1.3.1.1 Máquina de medición por coordenadas

Conocida comúnmente como CMM, por sus siglas en inglés procedentes 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 termina en una sonda acabada en una bola de rubí o de metal y se mueve manual o automáticamente hasta entrar en contacto con el objeto que se quiera medir, registrándose en qué posición del espacio está situado el brazo en ese momento, con una precisión de micras.

La máquina se monta 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 de su diseño CAD.



Figura 3: Máquina de medición por coordenadas.

Pueden operar de dos maneras: haciendo mediciones punto a punto o “en continuo”. En el segundo caso, la CMM se programa para que realice un barrido lineal sobre el objeto, registrando las coordenadas de todos los puntos en una línea.

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. En el eje Z (altura) pueden llegar a tener una exactitud similar a los ópticos.

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.

### 1.3.1.2 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 complejos.



Figura 4: Brazo articulado.

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

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

## **1.3.2 No contacto (óptico)**

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

Estos escáneres, en comparación con los de contacto, son muy rápidos y no distorsionan 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.

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. 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.

### **1.3.2.1 Escáneres de luz estructurada**

Los escáneres ópticos que utilizan como fuente de radiación la luz, reciben el nombre de escáneres de luz estructurada. Esta luz puede ser de distintos colores. Aunque lo normal es que se trate de luz blanca o azul, también pueden llegar a ser 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>11</sup>. Un escáner de luz azul proyectado sobre una superficie azul apenas se verá. Un escáner de luz blanca, al tener un espectro más amplio, se ve menos afectado por esto, pero aun así tendrá dificultades con un objeto completamente negro.

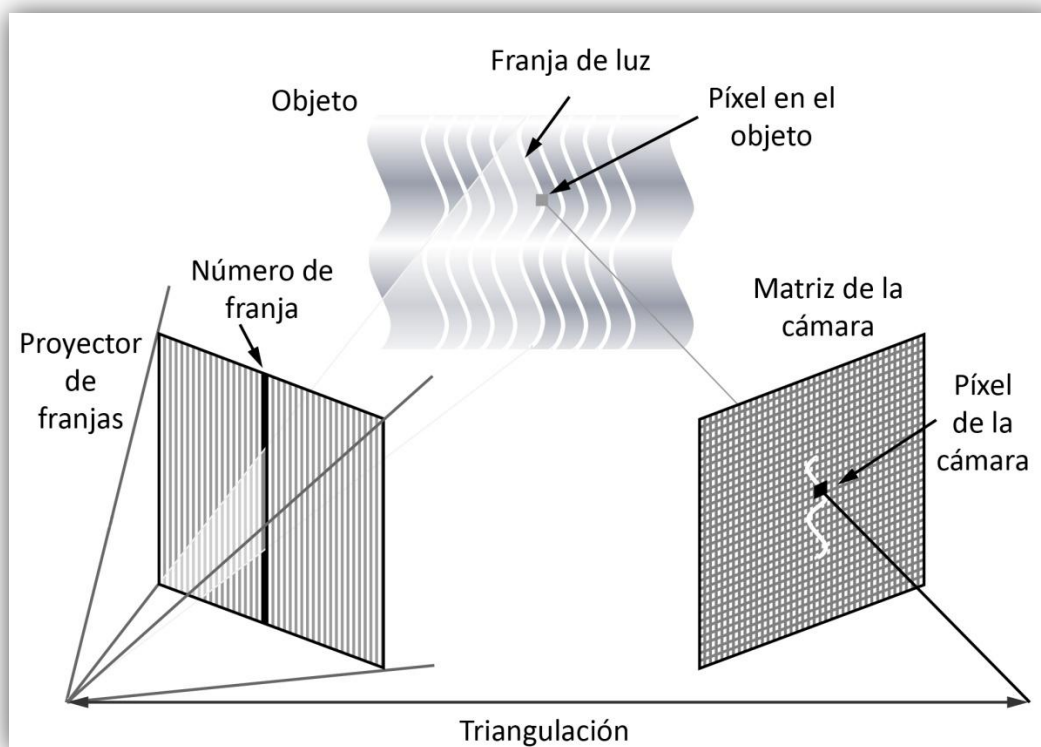


Figura 5: Esquema de funcionamiento de un escáner de luz estructurada.

La proyección de una banda estrecha de luz sobre una superficie tridimensional produce una línea de iluminación que se ve distorsionada si se observa desde una perspectiva distinta a la del proyector (figura 5). Los escáneres de luz estructurada utilizan esa información para reconstruir geoméricamente la superficie del modelo de forma exacta.

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.

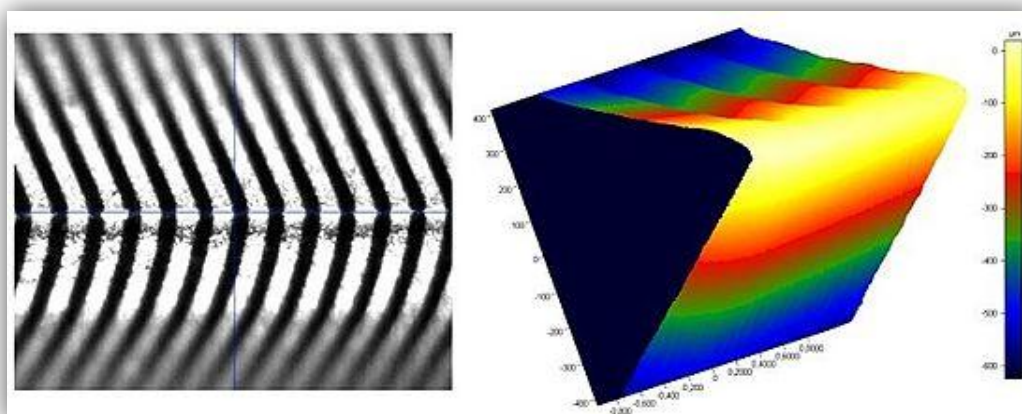


Figura 6: Lectura y reconstrucción del borde de una herramienta de corte por parte de un escáner de luz estructurada.

### 1.3.2.2 Escáneres de luz láser

Estos escáneres funcionan proyectando un punto de luz sobre el objeto y registrando la posición de ese punto por una cámara, para así poder calcular por triangulación la altura a la que se sitúa. 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>12, 13</sup>.

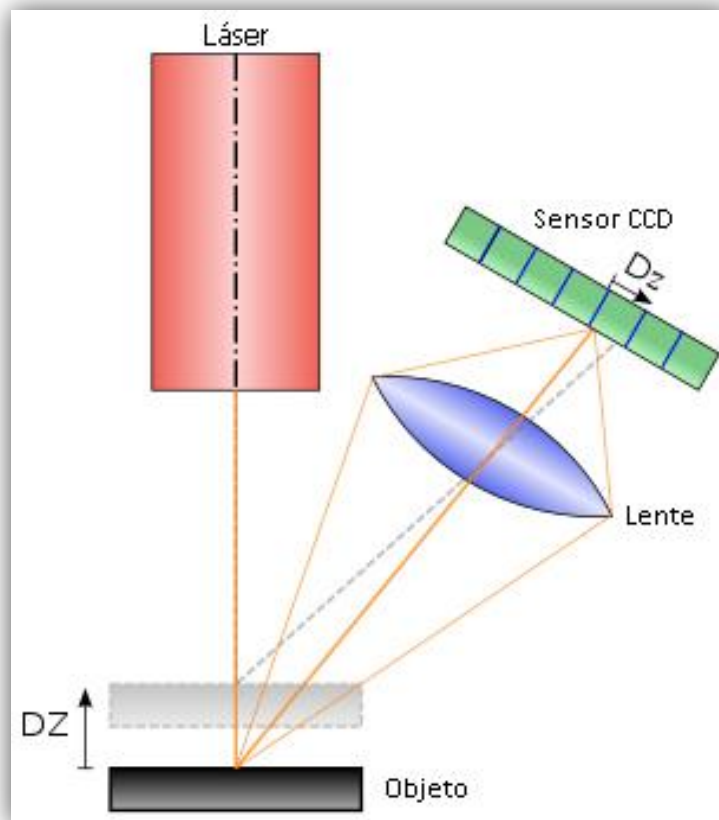


Figura 7: Esquema de funcionamiento de un escáner de luz estructurada.

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

Se trata en realidad de un subtipo de los escáneres de luz estructurada o de los escáneres 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. La ventaja principal es que permite leer detalles estrechos del modelo de estudio.



fotografías. Éstas se analizan para calcular la posición tridimensional de los puntos. Es una técnica muy exacta pero limitada a los puntos que se colocan sobre el objeto.



Figura 9: Equipo de fotogrametría.



Figura 10: Utilización de la fotogrametría para la medición de un objeto.

## 1.4 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. 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.

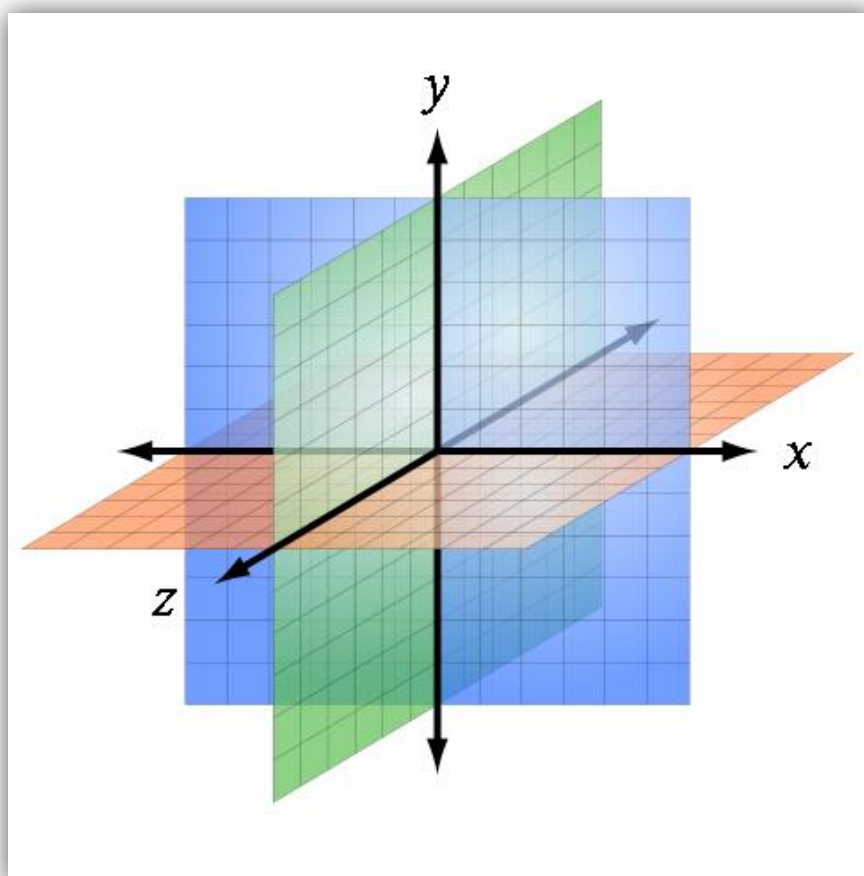


Figura 11: Ejes de referencia de un sistema de coordenadas cartesianas.

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), dependiendo de si se trata

de un sistema bidimensional o tridimensional, igualmente escalados. 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.

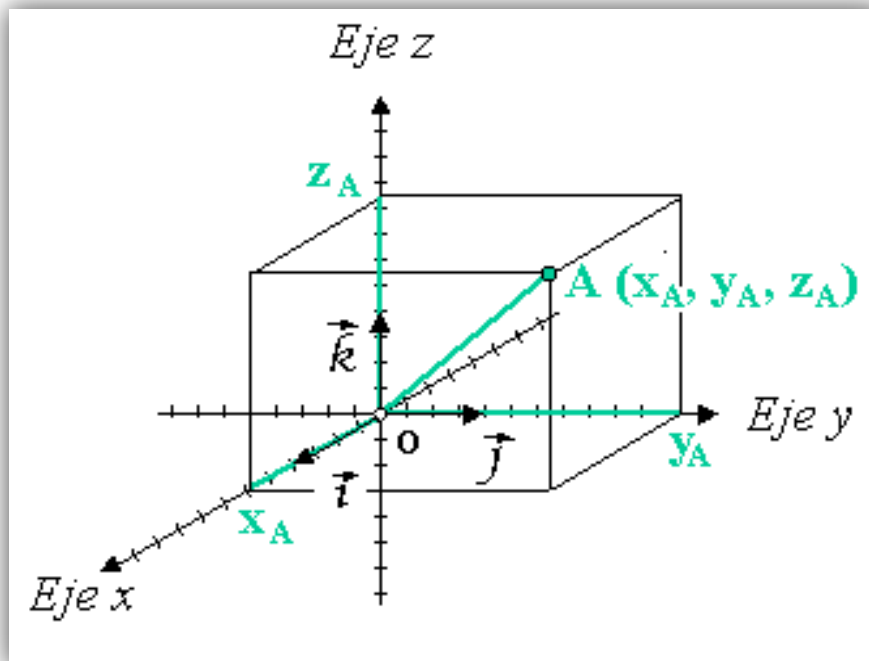


Figura 12: Coordenadas de un punto A:  $x_A, y_A, z_A$ .

## 1.5 Concepto de exactitud, precisión y resolución

Puesto que son relevantes para la interpretación de este estudio, es interesante definir los conceptos de exactitud, precisión y resolución:

### 1.5.1 Exactitud

Es la capacidad de un instrumento de acercarse al valor de la magnitud real.

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.

### 1.5.2 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.

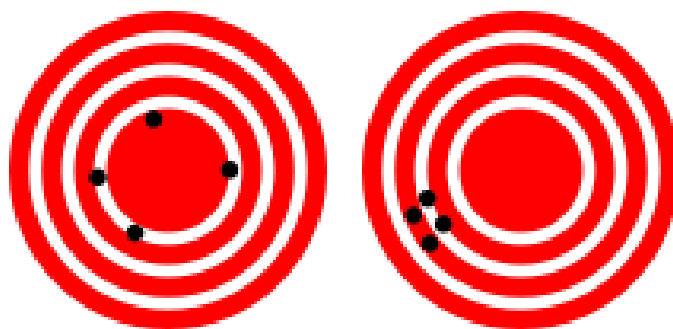


Figura 13: Representación de un caso con mucha exactitud pero poca precisión (izquierda) y otro de mucha precisión pero poca exactitud (derecha).

### 1.5.3 Resolución

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

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.

## 1.6 Formato de los archivos CAD:

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

### 1.6.1 Nube de puntos:

Se trata de un archivo que contiene las coordenadas cartesianas de 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.

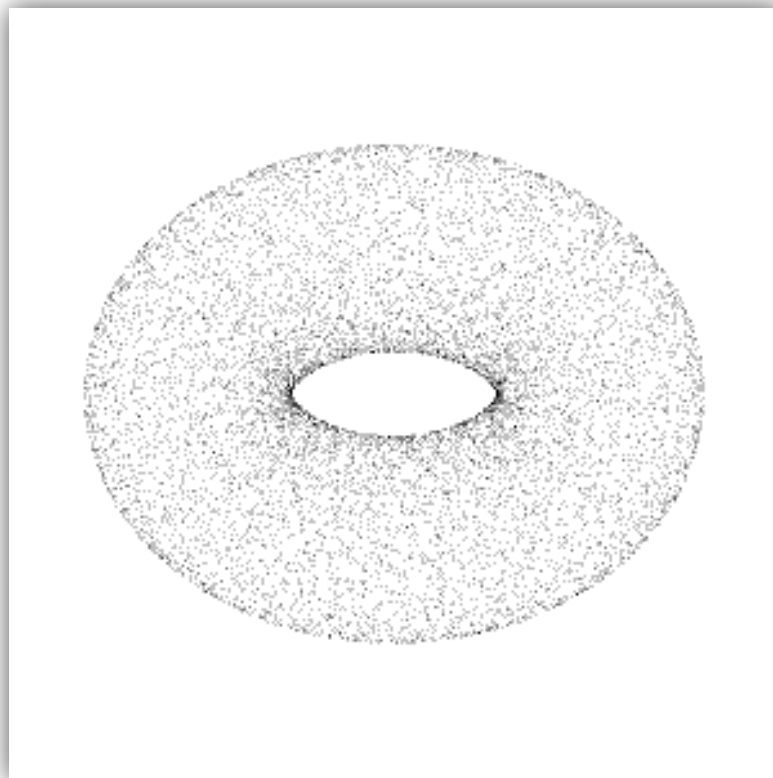


Figura 14: Nube de puntos de un toroide.

## 1.6.2 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). Otra sinonimia incluso más descriptiva que la anterior es: Standard triangle language.

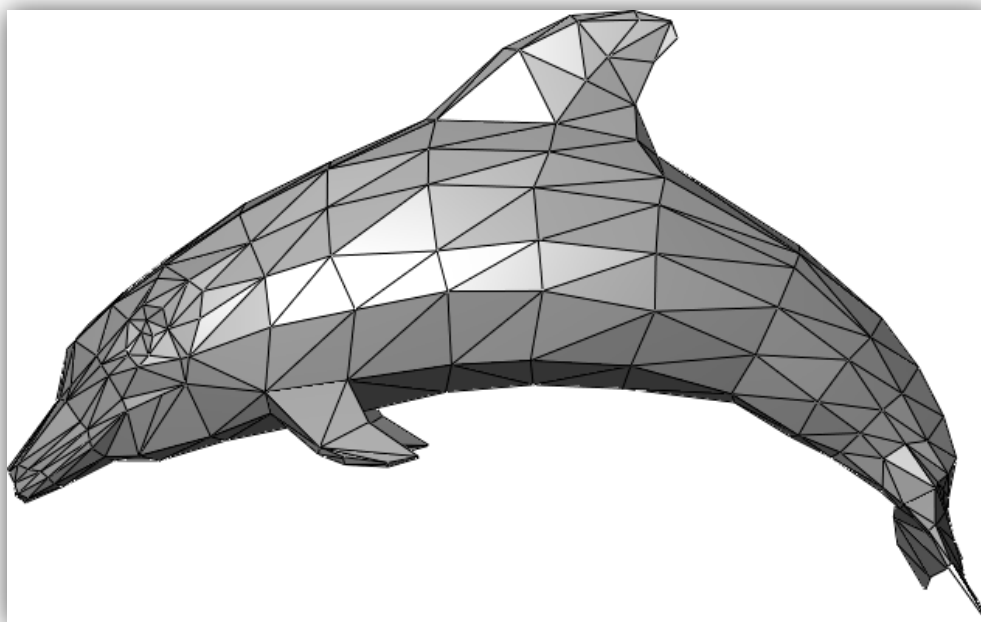


Figura 15: Ejemplo de malla poligonal.

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.

## 1.6.3 Modelo paramétrico:

Es un formato de datos en el que la superficie o el volumen de un objeto se descompone en áreas (teselas) 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). Recibe su nombre de Initial Graphics Exchange Specification.

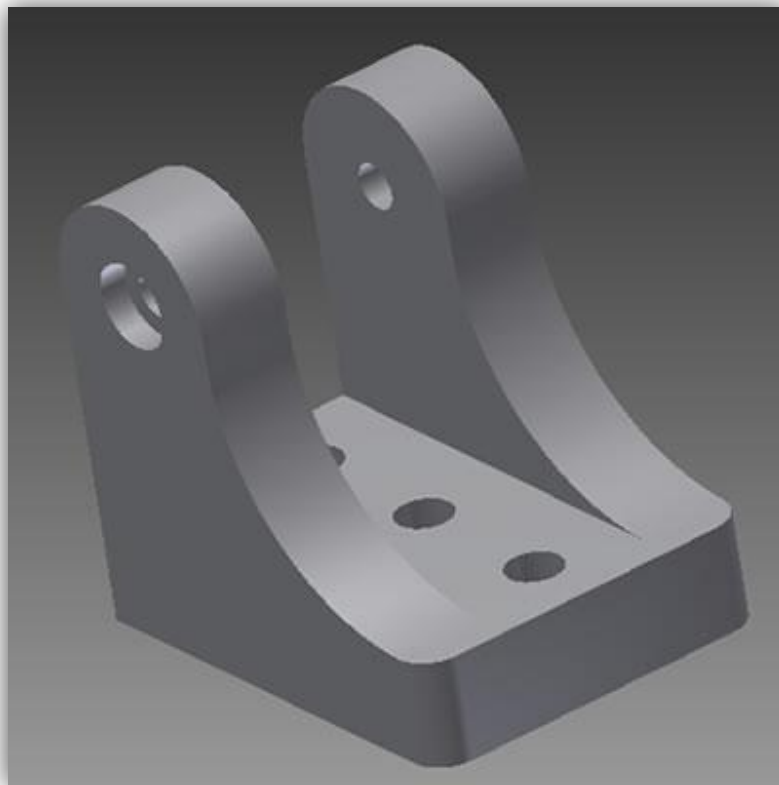


Figura 16: Modelo paramétrico de una pieza mecánica.

## 1.7 Antecedentes históricos del CAD/CAM en odontología

Durante el siglo XX, tanto los materiales como la tecnología en el campo de la odontología han progresado de forma extraordinaria<sup>24</sup>. Fue el Dr. François Duret en 1971 el primero en aplicar el CAD/CAM en este campo<sup>25</sup>, con su tesis titulada “Empreinte Optique” (impresión óptica) en la Universidad de Lyon, Francia<sup>26, 27</sup>. A partir de su tesis desarrolló un dispositivo CAD/CAM. El primer prototipo de Duret se presentó en la conferencia de *Etretiens de Garancière* en Francia en 1983, que desarrolló y patentó en 1984 en colaboración con la empresa Henson International. En la Reunión de Invierno de Chicago de 1989 fabricó en directo una corona en 4 horas ante los asistentes.

A partir de ahí el sistema del Dr. Duret fue evolucionando<sup>26, 28</sup>. Fabricó coronas con una cara oclusal con forma funcional utilizando un sistema que consistía en una impresión óptica del muñón de la preparación, seguido del diseño de la corona considerando los movimientos funcionales y terminaba con la fabricación de la corona utilizando una máquina de control numérico. Más tarde desarrolló el sistema Sopa<sup>®</sup> que tuvo un impacto en el desarrollo posterior de los sistemas CAD/CAM<sup>24</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, los materiales, etc<sup>29</sup>.

Anteriormente, en 1979, *Heitlinger y Rodder*, y luego en 1980 *Mörmann y Brandestini*, habían empezado a trabajar también en este campo y durante la década de los 80 aparecieron, además del sistema de Duret<sup>®</sup>, otros sistemas como el Minnesota<sup>®</sup> o el sistema Cerec<sup>®</sup>.<sup>30-32</sup>

Mörmann y Brandestini, los desarrolladores del sistema Cerec<sup>®</sup>, comercializado por Siemens (actualmente Sirona), intentaron aplicar esta tecnología directamente en el gabinete dental. Utilizaron una cámara intraoral para digitalizar la cavidad realizada

para una incrustación, para después realizar el diseño y posterior mecanizado mediante una fresadora de uso en clínica. Este sistema resultó muy innovador en aquel momento, permitiendo confeccionar restauraciones en una sola cita<sup>24, 28, 32</sup>. Digitalizaban la cavidad directamente en boca utilizando una cámara intraoral compacta.

Otro de los pioneros en el campo del CAD/CAM en odontología fue Andersson, el desarrollador del sistema Procera®. Al principio de los años 80, las aleaciones de cromo-níquel se utilizaban como sustitutas de las aleaciones con base de oro, debido al alto precio del mismo en el mercado en ese momento. Desgraciadamente, la aparición de alergias empezó a suponer un problema, por lo que se propuso la utilización de titanio en su lugar. Como entonces el colado de titanio era problemático, en 1982 el Dr. Andersson empezó a fabricar cofias de titanio mediante electroerosión y mecanizado, introduciendo así la tecnología CAD/CAM en el proceso de fabricación de restauraciones recubiertas de composite<sup>32</sup>.

Andersson vio en seguida que la comercialización del proceso iba a ser costosa y que la fabricación final del proceso supondría la digitalización, lo que implicaría el desarrollo del proceso de diseño CAD. El sistema se desarrolló de tal manera que el mecanizado estaba centralizado en Suecia y el digitalizado de las preparaciones se realizaba en centros satélite por todo el mundo. Nació así el sistema Procera® en 1983<sup>32</sup>.

En un principio, el sistema Procera® se utilizó para confeccionar coronas y puentes con una estructura metálica de titanio fresado, que se recubría con una cerámica de recubrimiento en el laboratorio<sup>33-38</sup>. Recibía el nombre de Procera® All Titan. Más adelante el sistema evolucionó gracias a los Dres. Matts Andersson y Agneta Odén, hacia la fabricación de restauraciones totalmente cerámicas con un núcleo o cofia de alúmina altamente sinterizada recubierta de una cerámica de recubrimiento compatible, en lo que se denominó Procera Allceram<sup>39,40</sup>.

Los buenos resultados de estos sistemas, tanto por su ajuste, como por sus propiedades mecánicas y estéticas, han hecho que estos sistemas hayan evolucionado y proliferado enormemente en los últimos años, existiendo en la actualidad más de 50 sistemas distintos<sup>41</sup>.

Para la digitalización de la superficie que restaurar se han ido desarrollado distintas tecnologías, desde las sondas táctiles de contacto, hasta los escáneres láser y de luz estructurada. También se ha desarrollado software de diseño CAD y máquinas de fresado compactas<sup>29</sup>.

Así mismo, debido a la rápida evolución de las nuevas tecnologías, especialmente la tecnología óptica, existen ahora mismo escáneres capaces de digitalizar la superficie de la restauración directamente en la boca del paciente, sin necesidad de tomar impresiones ni de vaciar los modelos en escayola. Los principales escáneres intraorales que existen actualmente son los del sistema Cerec® 3D (Sirona, Salzburgo, Austria), E4D® (D4D Technologies, Richardson, Texas, EEUU), Lava® C.O.S (3M ESPE, Maplewood, Minnesota, EEUU), iTero® (Cadent, San José, California, EEUU), MHT Intra-oral Scanner® (ZFX, Dachau, Alemania), Cyrtina® (Clon 3D, Zwaag, Holanda) y Trios® (3Shape, Copenhague, Dinamarca)<sup>42-44</sup>. La tecnología de estos sistemas es muy diversa, basándose en la tecnología láser (E4D®), la luz estructurada (CEREC®), la captura de imágenes fijas (iTero®) o la captura de vídeo (Lava C.O.S®)<sup>45,46</sup>.

Existe en la actualidad incluso un sistema basado en la estereofotogrametría, para la impresión digital de implantes en boca: la PIC cámara® (PIC Dental, Madrid, España).

Los sistemas CAD/CAM presentan una serie de ventajas: los nuevos materiales son seguros, estéticamente aceptables y duraderos, se 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, las propiedades mecánicas y la predictibilidad<sup>29</sup>.

Hoy en día las máquinas de fresado trabajan con todo tipo de materiales: titanio, cromo-cobalto, alúmina, óxido de circonio (tanto “en verde” como sinterizado), cerámicas de disilicato de litio, plásticos, resinas, etc<sup>4, 31, 32, 43, 47-50</sup>.

Hay fresadoras que son capaces de fresar todos los materiales que existen actualmente para CAD/CAM en odontología, mientras que otras solo pueden fresar algunos de ellos.

La tecnología CAD/CAM no sólo se está usando para la fabricación de prótesis fijas sobre dientes, sino también para prótesis removibles tanto de resina como esqueléticas<sup>51, 52</sup> y prótesis implantosoportadas<sup>32</sup>.

Además de para la fabricación de restauraciones, la tecnología CAD/CAM se aplica también en la comunicación con los pacientes, el diagnóstico, el plan de tratamiento<sup>53</sup> y la cirugía guiada<sup>54</sup>. La odontología digital está siendo clave para el presente de la profesión y lo será más todavía en el futuro<sup>29, 55</sup>.

## 1.8 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. Existen distintos métodos de digitalización<sup>56</sup>, que derivan de los que existen en la industria para otras aplicaciones. Se trata de la misma tecnología ya descrita en el apartado 1.3 de esta introducción, nada más que adaptada para su utilización en el medio odontológico.

Los sistemas CAD/CAM se pueden clasificar en dos tipos según el método de digitalización. Por un lado están los sistemas con un escáner en los que se escanea la preparación directamente en boca y por otro los sistemas con un escáner extraoral en los que se escanea el modelo de escayola de la boca del paciente.

Dentro de los sistemas que cuentan con un **escáner intraoral**, la restauración se confecciona o bien directamente en el gabinete, o bien de forma indirecta en el laboratorio.

De los de fabricación en el propio gabinete, el más conocido es el sistema CEREC®, aunque también están los sistemas Sopher®, DentiCAD® y E4D<sup>4</sup>. Con estos sistemas se elimina la toma de impresión y el vaciado<sup>29, 56, 57</sup>, eliminando así dos pasos que influyen en la precisión del resultado final<sup>56</sup>. Sin embargo, lo reducido del área de trabajo en la boca del paciente hace que, para algún autor, se introduzcan más errores<sup>13</sup>.

Entre los de fabricación indirecta nos encontramos con Lava®C.O.S, iTero, E4D® y CEREC® (estos dos últimos tienen la posibilidad de fabricar sus restauraciones en el gabinete o en el laboratorio). Se han publicado estudios de estos sistemas obteniéndose buenos resultados<sup>58-60</sup>. Al principio se utilizaban para incrustaciones y onlays, aunque actualmente también se aplican en coronas y puentes<sup>29, 61</sup>.

En los sistemas CAD/CAM que cuentan con un **escáner extraoral**, se escanea el modelo hecho a partir de una impresión. En el caso de que se confeccionen prótesis fijas con ellos, normalmente se requiere a un técnico de laboratorio dental para añadir la cerámica de recubrimiento para la individualización y caracterización de la restauración. En estos sistemas se escanea el modelo en el laboratorio dental y se envía la información al centro de fresado. Después de realizarse el fresado del bloque de material que se quiera utilizar, se envía nuevamente al laboratorio dental donde se agrega el recubrimiento estético. Igualmente, también se puede confeccionar el recubrimiento por CAD/CAM, cementándose o fundiéndose después con el núcleo.

Los sistemas en los que se fabrica la restauración de forma indirecta tienen la ventaja de que todas las estructuras se fabrican en un único sitio y en un ambiente industrial, logrando un control de calidad óptimo<sup>4, 57</sup>.

Los escáneres extraorales se dividen en: ópticos y mecánicos. Los ópticos pueden ser de tipo láser o de luz blanca<sup>28</sup>.

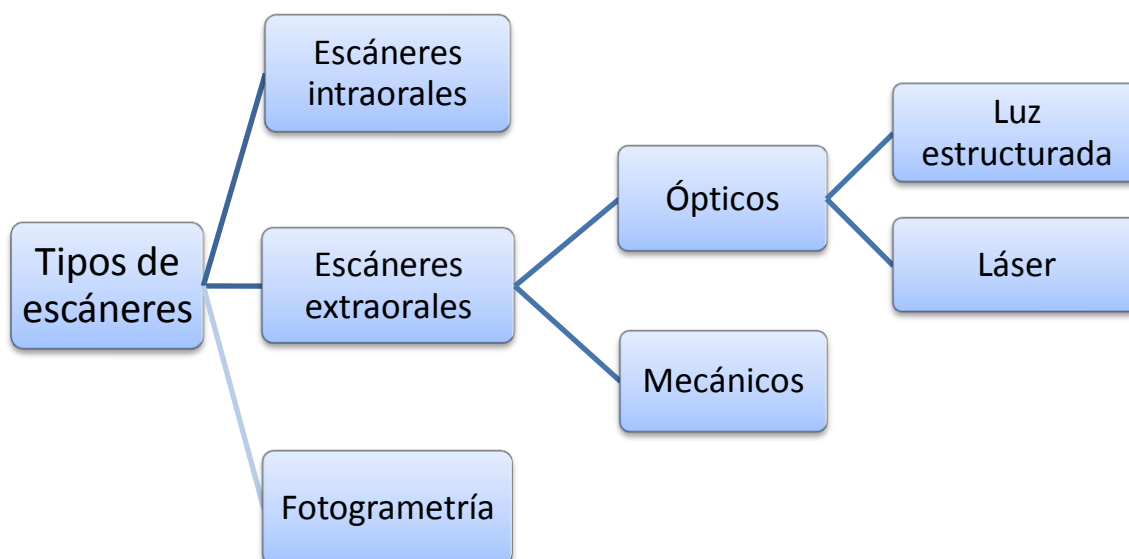


Diagrama 2: Tipos de escáneres 3D en odontología.

Las ventajas de los escáneres ópticos son<sup>62</sup>:

- No hay contacto mecánico entre el objeto y las unidades de detección por lo que no hay que tener en cuenta la dureza y la forma del objeto<sup>28, 62</sup>.
- Son más rápidos que los escáneres mecánicos.

En cuanto a las desventajas<sup>62</sup>, no presenta una precisión adecuada en los surcos y fosas<sup>63</sup>, debido a que en objetos oscuros o grandes ángulos el escáner no es capaz de leerlo<sup>64, 65</sup>

Para poder utilizar un escáner óptico hay una serie de requisitos que hay que tener en cuenta<sup>62</sup>:

- Se debe realizar en un ambiente neutral y estable, con luz tenue y sin ningún tipo de vibración<sup>31</sup>
- Se deben evitar materiales transparentes, reflexivos, 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>66</sup> o aerosoles micropigmentados<sup>13</sup>.

Independientemente de la tecnología que utilicen, los escáneres extraorales pueden ser de arquitectura abierta o cerrada<sup>46</sup>. Los escáneres abiertos producen unos archivos STL sin encriptar, es decir, sin codificar, y que por tanto se pueden utilizar con cualquier software CAD adecuado, así como para posteriormente poder fabricar estructuras o piezas anatómicas en cualquier máquina de fresado o sistema de estereolitografía. Por el contrario los de arquitectura cerrada encriptan sus archivos STL para que sólo puedan ser utilizados en programas CAD y sistemas de fabricación de la misma marca que el escáner.

Tabla 1: Escáneres extraorales del mercado

Tecnología	Escáneres	Fabricante	Abierto o cerrado
<b>Luz estructurada</b>	Cendres Métaux	Cendres Métaux	Abierto
	Ceramill	Ceramill	Abierto
	Dental Scan	Shining3D	Abierto
	Imetric IScan D101	Imetric	Abierto
	Kavo Everest Scan II	Breuckman	Cerrado
	Lava Scan ST	3M ESPE	Semi-abierto
	Maestro 3D	Maestro Solutions	Abierto
	ReVeng Dental	Open Technologies	Abierto
	Scan-Fit	Scan-Fit	Abierto
	Scansystem DentalVision	Scansystem	Abierto
	Sirona inEos Blue	Sirona	Abierto
	Smart Optics Activity 101	Smart Optics	Abierto
	Solutionix Rexcan DS2	Solutionix	Abierto
	ZirkonZahn S600	Polygon	Abierto
Zfx Evolution	Zfx	Abierto	
<b>Láser</b>	3Shape D640	3Shape	Abierto
	Cono Scan 4000	Optimet	Abierto
	Cyno Prod i3.5	Numeq Inc	Abierto
	Openscan 100	LaserDenta	Abierto
	Orapix 3D Scanner	Orapix	Abierto
	Shape Grabber	Shape Grabber	Abierto
	Zeno Scan S100	Dental Wings	Abierto
<b>Táctil</b>	ProCera Forte	Renishaw	Cerrado
	Renishaw incise	Renishaw	Abierto

### 1.8.1 Escáneres de luz estructurada:

Al igual que los que se utilizan en la industria, proyectan una serie de bandas de luz paralelas sobre la superficie del modelo. Estas líneas de iluminación se ven

distorsionadas al entrar en contacto con el objeto. Esa distorsión se utiliza para reconstruir geoméricamente la superficie del modelo de forma exacta.

Estos escáneres, en comparación con los de luz láser, tienen en principio mayor exactitud debido a que recaban 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.

Los más relevantes del mercado son los siguientes:

### **1.8.1.1 Cendres Métaux**

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 20  $\mu\text{m}$ , según el fabricante (Cendres+Métaux, Suiza).

### **1.8.1.2 Ceramill**

También es un escáner abierto de luz estructurada en forma de bandas. Lo comercializa AmannGirrbach (Koblach, Alemania). Existen dos modelos: map100 y map300 y ambos tienen una exactitud de 20  $\mu\text{m}$ .

### **1.8.1.3 Dental Scan**

Es un escáner de luz estructurada blanca con una precisión de 15  $\mu\text{m}$  según el fabricante, que es Shining3D (Hangzhou, China).

### **1.8.1.4 Imetric IScan D101**

Es un escáner de luz estructurada blanca que según el fabricante (Imetric, Courgenay, Suiza), tiene una exactitud de 20  $\mu\text{m}$ . Su cámara tiene 1.3 Megapíxeles y

tarda entre 1 y 2 minutos por elemento escaneado. Se trata de un sistema abierto y es uno de los escáneres utilizados en este estudio.

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.



Figura 17: Escáner Imetric IScan D101.

Además de comercializarse por Imetric directamente, también se comercializa bajo el nombre de Delcam e Easy Tech DDG.

### 1.8.1.5 Kavo Everest Scan II

Se trata de un escáner cerrado de luz estructurada blanca con proyección de bandas. Lo fabrica Breuckman (Meersburg, Alemania), que afirma que tiene una exactitud de 10  $\mu\text{m}$ .

### 1.8.1.6 Lava™ Scan ST

Se trata de un escáner de luz estructurada blanca que comercializa la casa 3M ESPE (Minnesota, EEUU), cuyo fabricante original es Steinbichler (Neubeuern, Germany). El nombre original del modelo es Steinbichler Scan ST (antes Comet XS). Es uno de los escáneres analizados en este estudio.



Figura 18: Escáner Lava Scan ST.

El principio en el que se fundamenta el escáner es la proyección de franjas de luz blanca visible sobre el modelo. Esas franjas de luz son filmadas por una cámara desde diferentes ángulos. Toda la información recogida se solapa y se triangula para obtener un escaneado de alta resolución de la superficie.

El modelo se sitúa en una plataforma que es capaz de rotar sobre un eje para poderlo escanear en su totalidad.

El sistema Lava se trata de un sistema semi-abierto, en el que la información de su escáner puede utilizarse en la máquina de fresado de Lava (Lava CNC 500), pero también se pueden utilizar los escaneados de los escáneres 3Shape y Dental Wings de laboratorios autorizados. Para la utilización de estos otros escáneres que no son de 3M en su fresadora, se utiliza el Lava™ Conect Portal. Este portal también se puede utilizar



Figura 19: Máquina de fresado del sistema Lava: Lava CNC 500.

para enviar los datos de los escaneados del Lava Scan ST a otras fresadoras, como InVision DP 3-D Modeler y ProJet DP para patrones de cera o resina; y EOSINT M270 y Phenix PM 100T para sinterizado láser. En el resto de casos, sus archivos STL no se pueden utilizar porque vienen encriptados, aunque en la actualidad 3M ofrece la posibilidad de desencriptarlos individualmente para cada caso bajo petición expresa.

Continuando con el proceso CAD/CAM de Lava, en el caso de trabajar con óxido de circonio, la estructura fresada se sinteriza después en el horno Lava™ Furnace 200.



Figura 20: Horno del sistema Lava: Lava™ Furnace 200.

Su software permite utilizarlo en los siguientes casos:

- Coronas unitarias.
- Puentes de 3 a 6 piezas.
- Puentes de hasta 48 mm de longitud.
- Puentes-incrustación.
- Incrustaciones.
- Onlays.
- Puentes Maryland.

- Pilares a medida sobre implantes de implantes (utilizando unos pilares especiales de escaneado del fabricante).
- Encerados.

En el caso de coronas individuales, el sistema permite fresar la cofia para después colocar la cerámica de recubrimiento Lava™ Ceram, fresar un patrón de cera para hacer una corona metal-cerámica, o fresar la cofia y también la cerámica de recubrimiento y fusionarlas mediante la cerámica Lava™ DVS Fusion Porcelain en el laboratorio.

El tiempo de escaneado tanto para un diente como para un puente de tres piezas es de 1.4 minutos, según el fabricante.

### **1.8.1.7 Maestro 3D**

Este escáner también es de luz estructurada blanca con proyección de bandas y es abierto. Según el fabricante (Maestro Solutions, Hyderabad, India), tiene una exactitud de 10  $\mu\text{m}$ . Se comercializa por Age Solutions y Simple3Dent.

### **1.8.1.8 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. Es fabricado por Open Technologies (Brescia, Italia) y lo comercializa Iddentic.

### **1.8.1.9 Scan-Fit**

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

### **1.6.1.10 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. Lo comercializa Sweden & Martina.

### 1.8.1.11 Sirona inEos Blue

Se trata de un escáner abierto de luz estructurada azul comercializado por Sirona (Salzburgo, Austria). Mehl y cols realizaron un estudio según el cual tiene una exactitud de  $19 \mu\text{m}^{83}$ .

### 1.8.1.12 Smart Optics Activity 101

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

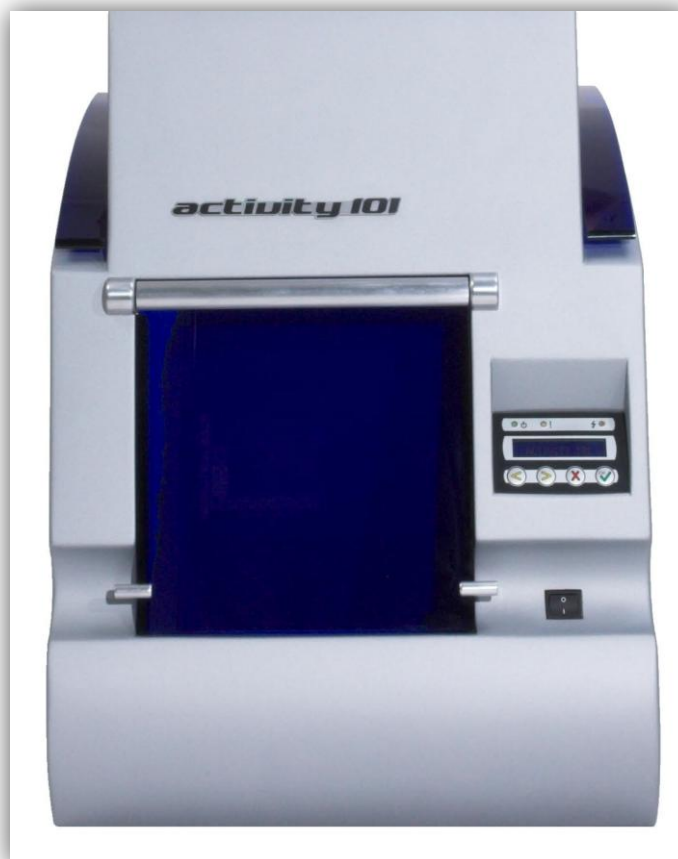


Figura 21: Escáner Smart Optics Activity 101.

El fabricante (Smart Optics, Bochum, Alemania) asegura que posee un error de medida inferior a 20  $\mu\text{m}$ .

Los tiempos de escaneado son de 2 minutos para un diente, 3 minutos para un puente con cuatro pilares y de 7 minutos para una arcada, según el fabricante.

Se comercializa, además de directamente por Smart Optics, por Schütz Dental Group, bajo el nombre de Tizian Scan.

#### **1.8.1.13 Solutionix Rexcan DS2**

Este escáner de luz estructurada blanca, fabricado y comercializado por Solutionix (Seúl, Corea del Sur), posee una exactitud de 10  $\mu\text{m}$ , según el fabricante. En España lo comercializan Sariki Metrología y MeditDental.

#### **1.8.1.14 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  $\mu\text{m}$ .

#### **1.8.1.15 Zfx Evolution**

Zfx Evolution es un escáner de luz estructurada verde que tiene una exactitud de 9  $\mu\text{m}$  según el fabricante. Lo fabrica y comercializa la casa Zfx (Dachau, Alemania), que también comercializa el anteriormente mencionado Solutionix bajo el nombre de Zfx Scan III.

### **1.8.2 Escáneres de luz láser**

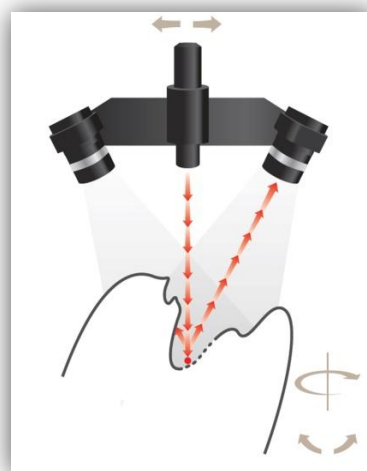
Como ya se ha comentado, estos escáneres funcionan proyectando un punto de luz sobre el modelo para calcular la altura a la que se sitúa por triangulación. Al recorrer la superficie del objeto se reconstruye su forma tridimensional de forma digital<sup>57, 88</sup>.

Hay autores que afirman que este tipo de escáneres produce menos reflejos en la superficie del modelo, que son perjudiciales para el escaneado<sup>13</sup>.

Los escáneres láser más relevantes del mercado son los siguientes:

### 1.8.2.1 3Shape

Consta de dos cámaras de 1.3 Megapíxeles y un sistema de movimiento del modelo en tres ejes, que le permite realizar movimientos de rotación y traslación del mismo, pudiendo escanear así 350° de una esfera. El fabricante (3Shape, Copenhague, Dinamarca), asegura que posee una exactitud de 20  $\mu\text{m}$ . Es uno de los escáneres utilizados en este estudio.



Figuras 22 y 23: Escáner 3Shape y esquema de su funcionamiento.

Se trata probablemente de la marca de escáneres más vendida actualmente en Europa. Existen las series D500, D600, D700 y D800. Además de comercializarse directamente por 3Shape, también se comercializa por Wieland Zeno y por Bien Air.

Es un sistema 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 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.
- Encerados.
- Estructuras de prótesis removibles.
- Estructuras de prótesis híbridas.
- Barras para sobredentaduras.
- Férulas para cirugía guiada.
- Modelos estereolitográficos.
- Férulas de descarga.
- Aparatos de ortodoncia.

Los tiempos de escaneado según el fabricante son los siguientes:

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

### 1.8.2.2 Cono Scan 4000

Se trata de un escáner láser abierto de holografía confocal. Como ya se ha comentado, los escáneres de microscopía u holografía confocal son un subtipo de los escáneres ópticos.

Originalmente fabricado por Optimet (Jerusalén, Israel), se comercializa también por Nobel Biocare bajo el nombre de NobelProcera optical scanner, siendo el escáner de su sistema Procera en la actualidad.



Figura 24: Escáner NobelProcera optical scanner.

### 1.8.2.3 Cyno Prod i3.5

Es un escáner láser abierto cuya exactitud, según el fabricante es de 20  $\mu\text{m}$  y cuya resolución es de 30  $\mu\text{m}$ . Fabricado por Numeq Inc (Quebec, Canada).

#### **1.8.2.4 Openscan 100**

Es un escáner láser abierto fabricado por LaserDenta (Berghein, Alemania). Tiene una exactitud de 20  $\mu\text{m}$  según el fabricante. Se comercializa directamente por Laserdenta y por Centraldental, Italon y Cardent International Inc.

#### **1.8.2.5 Orapix 3D Scanner**

Es un escáner láser abierto fabricado por la compañía Orapix (Seúl, Corea del Sur). Posee según el fabricante una exactitud de 20  $\mu\text{m}$  y tarda un tiempo máximo de 7 minutos en escanear una arcada entera.

#### **1.8.2.6 Shape Grabber Ai210D**

Shape Grabber (Ottawa, Canada) comercializa este escáner láser llamado Ai210D 3D Dental Laser Scanner y afirma que posee una exactitud de 40  $\mu\text{m}$ .

#### **1.8.2.7 Zeno® Scan S100**

Este es un escáner de triangulación láser comercializado por Wieland (Pforzheim, Alemania), bajo su marca de CAD/CAM Zeno. El fabricante es Dental Wings, que le da el nombre de Dental Wings 5Series. También lo distribuyen Zahn Dental y Henry Schein. Es un escáner muy conocido en Estados Unidos y uno de los escáneres utilizados en el presente estudio.

Se trata de un sistema de arquitectura abierta, que genera archivos en formato STL. El soporte del modelo es capaz de moverse en 5 ejes para poder leer toda su superficie.

Dental Wings posee un software para el intercambio de datos de su sistema CAD/CAM llamado DHS (Dental Hub System), que permite poner en comunicación a la clínica, el laboratorio y el centro de fresado.



Figura 25: Escáner Zeno<sup>®</sup> Scan S100.

Dental Wings también fabrica otros escáneres distintos aparte del 5Series, como son el 7Series, 3Series y el iSeries. Éste último está pensado para el escaneado de impresiones en clínica. Dichos escaneados se pueden mandar al laboratorio mediante el DHS, de manera que no haga falta enviar la impresión física.

El error máximo, según el fabricante, para el Zeno<sup>®</sup> Scan S100 es de 20  $\mu\text{m}$  para un diente y de 50  $\mu\text{m}$  para una arcada completa.

Su software de diseño, el DWOS (Dental Wings Open Software), permite las siguientes funciones:

- Escaneado de modelos desde un diente hasta la arcada completa.
- Escaneados del modelo completo, incluyendo el paladar, para prótesis removibles.
- Escaneado de registros de oclusión.
- Escaneado de encerados, incluyendo pruebas de dientes en cera.
- Diseño de pilares personalizados para implantes.

- Escaneado de impresiones.
- Diseño de incrustaciones, onlays y puentes-incrustación.

### 1.8.3 Escáneres de contacto

También reciben el nombre de escáneres mecánicos o táctiles. En su sistemática, primero se obtiene un modelo de escayola de forma convencional que después se digitaliza explorando su superficie mediante el contacto físico de un palpador. La restauración se diseña posteriormente en el ordenador y se fabrica con distintas máquinas de fresado<sup>29,31</sup>.

Al realizar el tallado hay que tener en cuenta que la línea de terminación debe ser en chámfer aplanado, ya que el escáner no puede leer los ángulos agudos, de modo que las terminaciones marginales, como el hombro recto, quedan totalmente descartadas<sup>40</sup>. 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, 56, 57, 96, 97</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 pulverizar ningún spray sobre la superficie del modelo para eliminar los reflejos de luz.

Según Hayasaki y cols, además son más económicos y fáciles de manejar que los ópticos<sup>98</sup>

Sin embargo, estos escáneres no sirven para la digitalización de impresiones, al contrario que algunos escáneres ópticos, porque el contacto de la sonda palpadora deforma el material de impresión, que es elástico, falseando la lectura<sup>9</sup>.

Determinadas características geométricas del modelo como las líneas de terminación muy finas, las zonas retentivas muy profundas o una morfología oclusal compleja pueden producir errores en la digitalización con estos escáneres<sup>65</sup>.

El contacto entre el escáner mecánico y la superficie del modelo es deseable que sea en un punto<sup>9, 28</sup>. Si la curvatura del objeto es igual al radio de la bola puede haber un área de contacto en vez de un punto, lo que puede inducir a error<sup>9</sup>.

Requieren por otro lado mayor tiempo de escaneado que los escáneres ópticos<sup>99</sup>.

Sin embargo hay autores que afirman que su exactitud es similar a la de los escáneres ópticos<sup>65</sup>.

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

### 1.8.3.1 Procera Forte

El Dr. Andersson desarrolló el sistema de Procera® alrededor de 1980<sup>29</sup>. El método de funcionamiento de este escáner es mediante un brazo articulado que acaba en una bola palpadora de pequeño tamaño que describe círculos por el exterior del modelo, registrando la posición del palpador muchas veces por segundo. Cada posición registrada se traduce en las coordenadas del punto en cuestión sobre el que reposa el palpador.

El fabricante original de este escáner es Renishaw® (Gloucestershire, Reino Unido), aunque lo comercializa Nobel Biocare®.

Al principio de la existencia del sistema Procera® la información digital se enviaba al centro de fresado de Procera Sandvik en Suecia. La estructura de la restauración era devuelta al laboratorio dental en el país de destino donde se añadía la cerámica de recubrimiento. Hoy en día existen centros de fresado por todo el mundo.



Figura 26: Escáner Procera Forte.

En la actualidad Nobel Biocare® ya no comercializa el escáner Procera® Forte. En marzo de 2009 presentó en Colonia (Alemania) la última versión del sistema Procera® que permite la digitalización óptica mediante la microscopía confocal<sup>61</sup>, pero estos escáneres táctiles han sido la referencia en este campo durante muchos años.

### 1.8.3.2 Renishaw incise™

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

Se trata de uno de los escáneres analizados en este estudio.

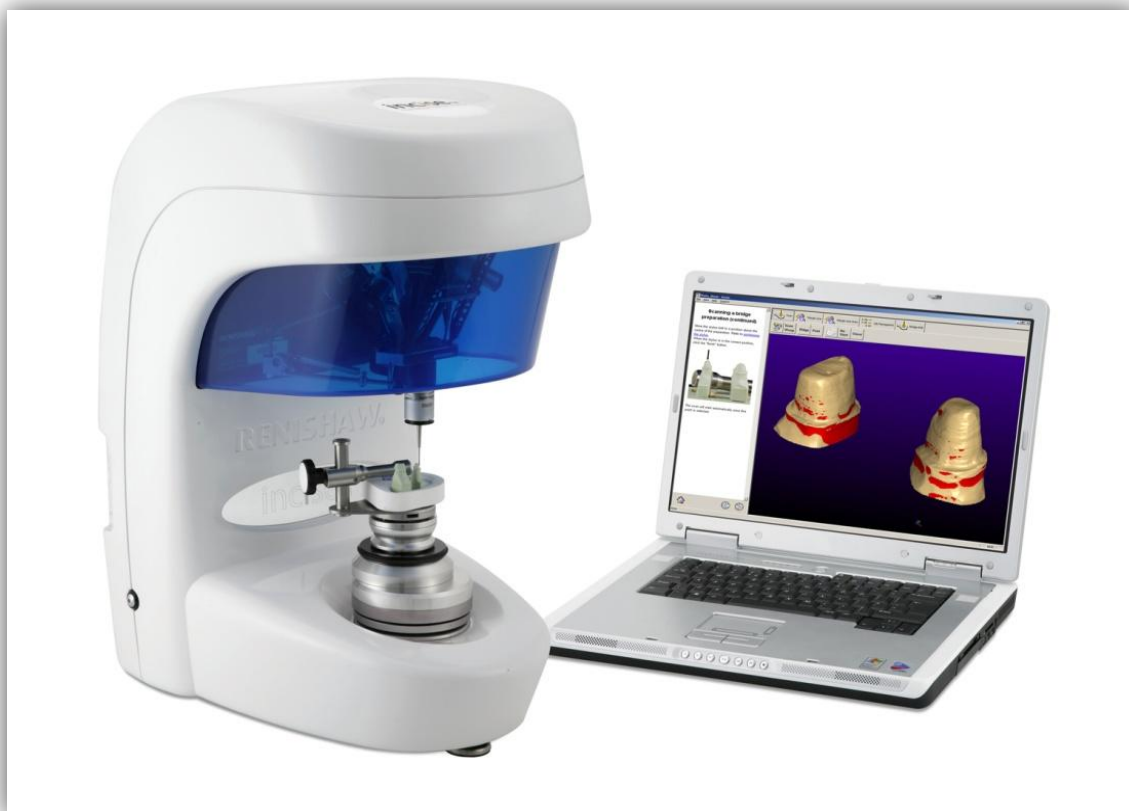


Figura 27: Escáner Renishaw incise.

El fabricante asegura que es el único escáner dental con precisión certificada según las normas internacionales de metrología (ISO 10360-4).

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.

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 zircona.
- Pilares para implantes, también tanto de alúmina como de zircona.
- Estructuras de puentes de zircona 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 zircona.

- Carillas.

Como característica adicional, su software permite calcular la resistencia de las estructuras diseñadas para anticipar las zonas problemáticas.

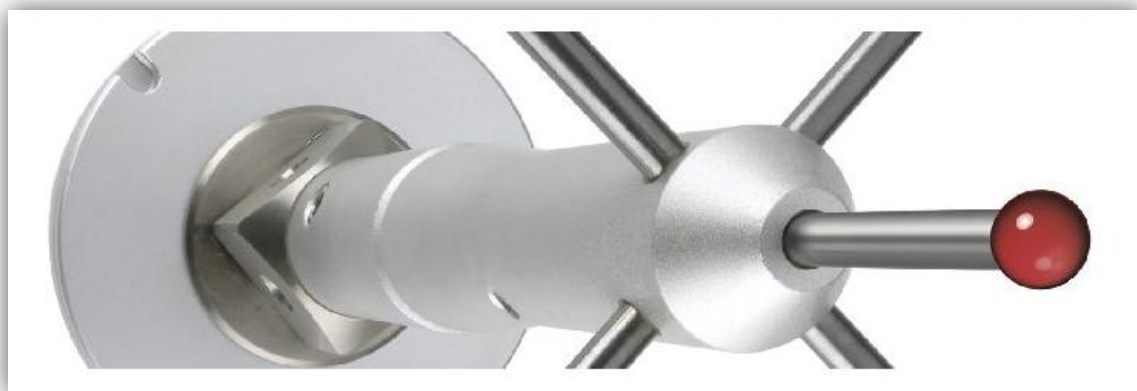


Figura 28: Punta palpadora de rubí del escáner Renishaw incise.

## 1.8.4 Fotogrametría

Como ya se ha mencionado al hablar de los escáneres 3D de la industria, la fotogrametría es una técnica de registro de la topografía tridimensional de un objeto, no un tipo de escáner, por lo que en realidad estaría fuera de la clasificación de los escáneres 3D.

La fotogrametría en odontología se utiliza en las impresiones digitales a implantes directamente en boca. En la fabricación CAD/CAM convencional de estructuras sobre implantes, se digitaliza (o “escanea”) el modelo de escayola del paciente mediante un escáner extraoral en el laboratorio dental. Dicho modelo de escayola contiene las usuales réplicas de implantes embutidas en la escayola y unos pilares de digitalización de implantes (o “scan bodies”) que van atornillados a las mismas. El software del escáner reconoce estos pilares de digitalización y los convierte en la plataforma de conexión protésica de las réplicas. Esto se realiza gracias a que el

software posee una librería digital donde están registradas todas las plataformas de implantes existentes para las marcas de implantes con las que se trabaje.

En el caso de los escáneres intraorales, el procedimiento es similar, salvo que el escaneado se realiza directamente dentro de la boca del paciente. Los escáneres intraorales alinean y superponen imágenes parciales de áreas limitadas de la boca del paciente, para así reconstruir la arcada completa. Esta superposición digital de nubes de puntos está sujeta a un error<sup>12</sup>, que es pequeño dentro de la misma área de la arcada, pero que se ve magnificado de un extremo a otro de la misma. Por ello teóricamente se podrían producir pérdidas de ajuste pasivo en estructuras de arcada completa.

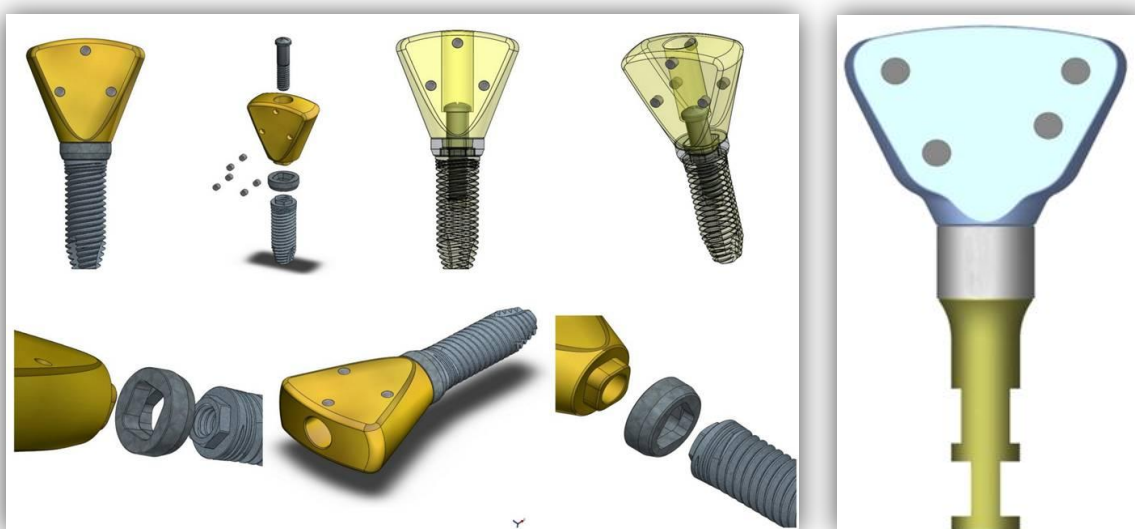


Figura 29: Vista esquemática de los PIC abutments®.

El único sistema que existe actualmente que utiliza la estereofotogrametría para la impresión digital de implantes en boca es la PIC camera® (PIC Dental, Madrid, España). Utiliza unos pilares sobre implantes especiales (los PIC abutments®) que llevan una codificación determinada que capta la cámara, que realiza 64 fotografías por segundo. En tiempo real el software calcula la posición exacta de la conexión de los implantes mediante triangulación. La ventaja de este sistema, que hace que se

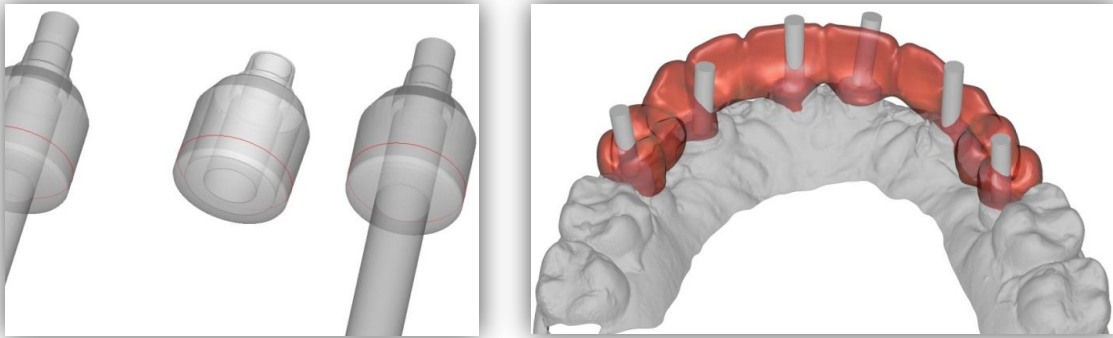
diferencia de los demás de impresiones digitales intraorales, es que no recompone la boca del paciente a partir de la superposición de multitud de imágenes de un área pequeña, sino que desde el primer momento relaciona las posiciones de los implantes entre sí de forma conjunta, disminuyéndose considerablemente el error. Posteriormente hay que realizar una impresión convencional de alginato para reproducir los tejidos blandos y los dientes del paciente. Dicha impresión se vacía y el modelo resultante es escaneado con un escáner CAD/CAM convencional de laboratorio. El modelo digital que se obtiene se superpone a la información obtenida por la Pic camera, para formar así el modelo digital final a partir del cual se fabrica la restauración.



Figura 30: Ejemplo de PIC abutments®.



Figuras 31 y 32: PIC camera® y PIC abutments® en boca.



Figuras 33 y 34: Recomposición de las plataformas de los implantes y diseño de la estructura sobre el modelo digital final

## 1.9 Ventajas y desventajas de los sistemas CAD/CAM

### 1.9.1 Ventajas

- Disminución de los costes de producción, al reducirse el tiempo total de confección de las restauraciones por ser un proceso automatizado<sup>41</sup>.
- La tecnología CAD/CAM permite trabajar con materiales que no están disponibles con las técnicas de confección tradicionales, como son la alúmina y el óxido de circonio<sup>41</sup>.
- Los materiales plásticos como el poli-metil-metacrilato, así como los materiales a base de fibra de vidrio y nano cerámicas, han visto mejorada su calidad al producirse con estos sistemas.
- Se evitan las variaciones dimensionales inherentes al proceso de colado, debidas a la dilatación de los revestimientos y la deformación de los patrones de cera<sup>41</sup>. Así pues son sistemas que obtienen productos con mejor ajuste.
- La digitalización de las estructuras dentarias preparadas o pilares de implantes, permite el archivo permanente de dichos datos, pudiendo ser utilizados, reproducidos y comparados, siempre que sea necesario.

### 1.9.2 Desventajas

- Necesidad de una elevada inversión inicial, bien por parte del laboratorio o de la clínica dental.
- Se necesita así mismo hacer una inversión en tiempo para adquirir los conocimientos y aprender las técnicas relacionadas con la tecnología CAD/CAM, tanto por parte del odontólogo/estomatólogo como del técnico de laboratorio.

## 2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

---

Todos los procedimientos de diseño y producción industrial, en este caso la confección de restauraciones protésicas mediante CAD/CAM, están sujetas a un error. Ese error total del proceso es igual a la suma de los errores de todas las fases de las que consta<sup>100</sup>.

El procedimiento para confeccionar una prótesis es difícil de verificar y de validar. Consta de muchas fases, tanto clínicas como de laboratorio, como por ejemplo la toma de impresiones, el mecanizado, el cementado, etc. En el caso de una restauración CAD/CAM las tres fuentes potenciales de error que le son específicas son<sup>101</sup>:

1. La **captación** digital o “escaneado” de la superficie sobre la que se va a hacer la restauración.
2. El **diseño** de la restauración a partir de esos datos.
3. La **confección** de la restauración mediante tecnología controlada por ordenador.

Existen en la literatura científica publicaciones sobre la exactitud y la precisión obtenida por los métodos controlados por ordenador (normalmente mecanizado), que la cifran en  $15.5 \mu\text{m}^{101}$ ,  $1$  a  $68 \mu\text{m}^{102}$  y  $52.6$  a  $142 \mu\text{m}^{103}$ . También hay publicaciones sobre el error introducido en el tratamiento informático de los datos procedentes de los escáneres, que puede estar entre  $2$  y  $5 \mu\text{m}^{12, 13}$ . Y por supuesto, también hay publicaciones sobre la exactitud y la precisión del escaneado<sup>9, 11, 13, 28, 42, 54, 56, 57, 88, 99, 100, 104-112</sup>, pero muchos de estos estudios carecen de una referencia espacial fiable con la que comparar los escaneados<sup>9, 28, 56, 99, 108</sup>, por lo que es necesaria la utilización de aparatología que permita tener una referencia con la que hacer esa comparación en investigación.

Hay autores que afirman que el escaneado conlleva un error asociado, pero que éste es menor que el que corresponde al mecanizado<sup>104</sup>. Aunque eso fuera cierto, indudablemente el escaneado es una fase muy importante en la cadena de los procedimientos CAD/CAM, puesto que, al igual que ocurre con las restauraciones

convencionales, el laboratorio debe contar con un modelo fiel del área que restaurar<sup>100</sup>.

La manera de poder mejorar los procesos de producción es estudiar el error correspondiente a cada una de sus fases. Por esta razón, se justifica la realización de este trabajo enfocado a evaluar la **fiabilidad en términos de exactitud y precisión** de seis escáneres extraorales utilizados en tecnología CAD/CAM. Para ello se proponen los siguientes objetivos:

1. Determinar y comparar la **resolución**, expresada en puntos por milímetro cuadrado, de seis escáneres, utilizados para la realización de restauraciones CAD/CAM.
2. Determinar y comparar la **fiabilidad media**, expresada en micrómetros ( $\mu\text{m}$ ), de cada uno de dichos escáneres.
3. Determinar la **fiabilidad por zonas** de cada escáner, en un corte virtual de cada preparación escaneada, y comparar las zonas entre sí.
4. Comparar la **fiabilidad por zonas** de los seis escáneres analizados, obtenida en un corte virtual de la preparación escaneada.
5. Comparar los resultados obtenidos en función de la **tecnología utilizada** por los escáneres (láser, luz estructurada y táctil).

# 3. HIPÓTESIS DE TRABAJO

---

Teniendo en cuenta los objetivos propuestos en el apartado anterior se proponen las siguientes hipótesis nulas  $H_0$ :

- **H<sub>0</sub>1:** No existen diferencias estadísticamente significativas entre las resoluciones medias obtenidas por cada uno de los escáneres estudiados.
- **H<sub>0</sub>2:** No existen diferencias estadísticamente significativas entre los distintos escáneres evaluados, en cuanto a la fiabilidad (exactitud y precisión) que presentan.
- **H<sub>0</sub>3:** No existen diferencias estadísticamente significativas en las lecturas de los valores de fiabilidad (exactitud y precisión) obtenidos entre las distintas zonas del modelo maestro para cada uno de los escáneres estudiados.
- **H<sub>0</sub>4:** No existen diferencias estadísticamente significativas en los valores de fiabilidad obtenidos entre los distintos escáneres estudiados en función de la zona evaluada.
- **H<sub>0</sub>5:** No existen diferencias estadísticamente significativas en los valores de precisión y exactitud obtenidos tanto a nivel medio como por zonas, en función del tipo de tecnología usada por el escáner (láser, luz estructurada, táctil).

## 4. MATERIAL Y MÉTODO

---

Para la realización de este estudio se confeccionó en primer lugar un modelo maestro con la forma de un diente tallado. Se diseñó mediante el programa Rhinoceros® 4.0 SR (Robert McNeel & Associates, Seattle, EEUU), utilizado en diseño CAD, con unas características geométricas determinadas para que se ajustara a las necesidades del estudio:

- Que tuviera zonas de superficie lisa.
- Que tuviera zonas de cantos vivos.
- Que tuviera zonas curvas.
- Que tuviera una acanaladura.

Se diseñó con una forma inspirada en la anatomía de un premolar superior, pero simplificándolo 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.
- Acanaladura en la superficie oclusal de 0.6 mm de radio.

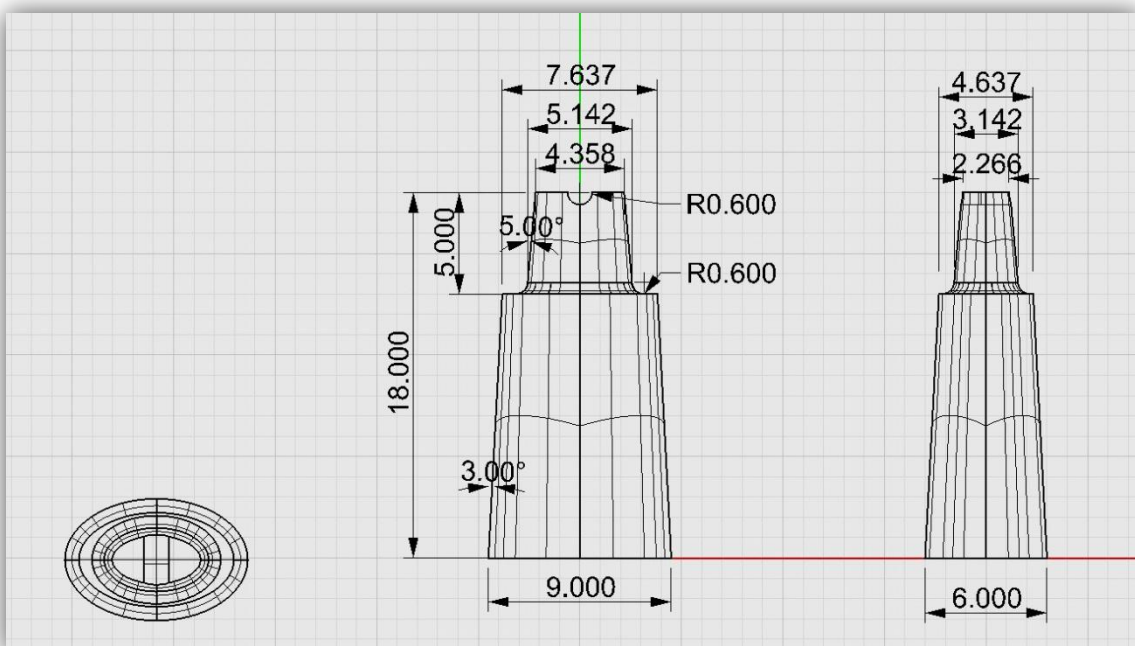


Figura 35: Planos de construcción del modelo maestro.

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 (poliéter-éter-cetona) (Ketron® Peek 1000 – Quadrant, Tokio, Japón) es un material termoplástico parcialmente cristalino, que combina buenas propiedades mecánicas, resistencia a la temperatura y resistencia química. Es un material que se emplea en la industria en general, y especialmente en los sectores de alta tecnología como los de la industria aeroespacial, nuclear, química, eléctrica y alimenticia.

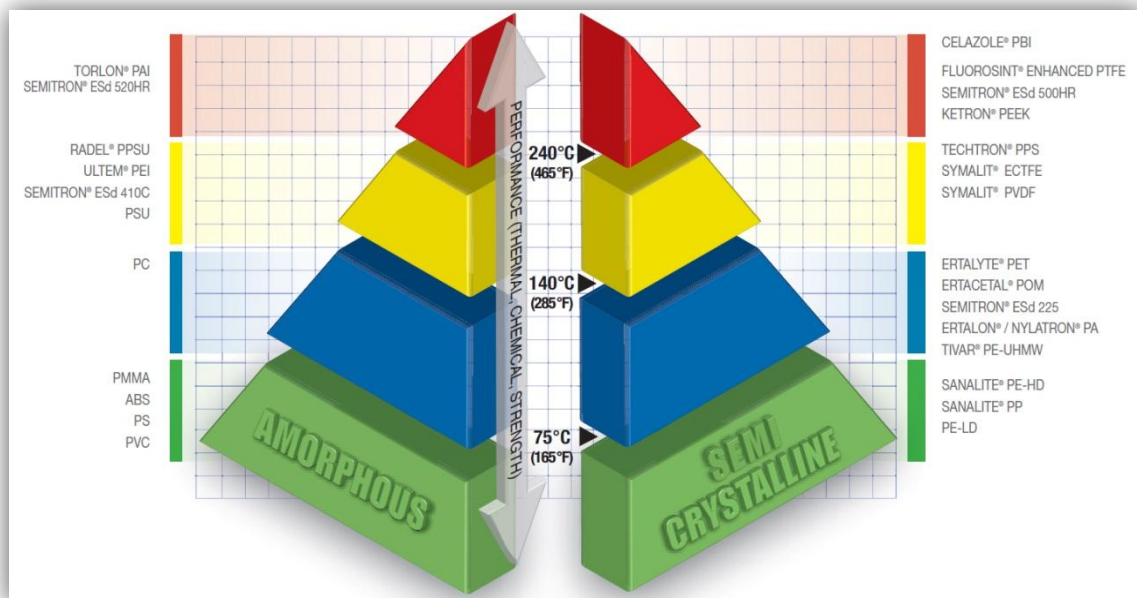


Figura 36: Tipos de plásticos técnicos.

Sus características son las siguientes:

- 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 37: Fresado del disco de PEEK.

El mencionado disco de PEEK se fresó con la forma diseñada del modelo maestro en una fresadora VENTURE VDM 11.4 (Venture S. R. L., Padua, Italia), empleada en centros de fresado en odontología para el mecanizado de distintos materiales CAD-CAM.

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

1. 3Shape D640 (láser)
2. Imetric IScan D101 (luz estructurada blanca)
3. Lava Scan ST (luz estructurada blanca)
4. Renishaw incise (táctil)
5. Smart Optics Activity 101 (luz estructurada blanca)
6. Zeno Scan S100 (láser)



Figura 38: Modelo maestro.

Tabla 2: Escáneres utilizados en el estudio

Tecnología	Escáneres	Fabricante
<b>Láser</b>	3Shape D640	3Shape
	Zeno Scan S100	Dental Wings
<b>Luz estructurada</b>	Imetric IScan D101	Imetric
	Lava Scan ST	3M ESPE
	Smart Optics Activity 101	Smart Optics
<b>Táctil</b>	Renishaw incise	Renishaw

Se realizaron 10 escaneados con cada escáner, calibrando cada escáner antes de cada serie. De cada escaneado del modelo maestro se obtuvo un archivo en formato “.STL”.

Al hacerse 10 escaneados con cada escáner, se obtuvieron 10 archivos STL de cada uno de ellos, 60 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>28, 56, 108, 114</sup>) mediante una máquina de medición por coordenadas (o CMM). Como ya se ha comentado en la Introducción, 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 (Surrey, Reino Unido).



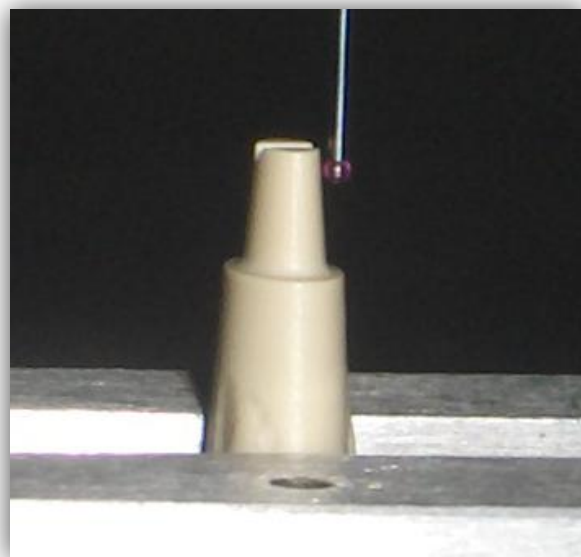
Figuras 39 y 40: Modelo de CMM utilizada en el estudio.

Se empleó un cabezal Tesastar-M, con un sensor SP25M, un vástago de 20 mm de longitud y una sonda (punta palpadora) de rubí de 1 mm de diámetro. 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 del modelo maestro dentro del área

estudiada fue de 7.68 mm, se obtiene que el error máximo de la CMM en este estudio es de  $1.52 \mu\text{m}$  ( $=1.5 + 3 \cdot 7.68/1000$ ). 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.



Figura 41: Cabezal y punta palpadora de la CMM.



Figuras 42 y 43: Cabezal completo y registro de la superficie del modelo maestro.

Con la CMM se obtuvo un MRC en formato “.IGES”, que como ya se ha mencionado es un formato de diseño CAD en el que la superficie se representa por teselas que puedan ser definidas 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 (Geomagic, Morrisville, Carolina del Norte, EEUU), 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.

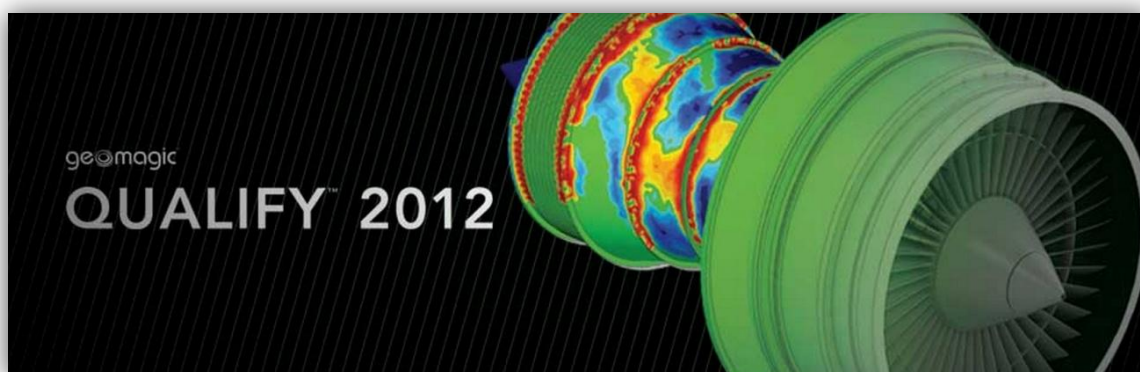


Figura 44: Software utilizado en el estudio.

Como ya se ha comentado, el Lava Scan ST, al pertenecer a un sistema semiabierto, produce unos archivos STL que están encriptados, lo que hizo que no fuera posible leerlos directamente. Para desencriptarlos y poderlos analizar junto con los de los otros escáneres se utilizó un “plug-in” (complemento) del programa Rhinoceros® 4.0 SR, el mismo que se utilizó para diseñar el modelo maestro.

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” (mejor alineamiento posible), que incluye el mismo programa. Esto relaciona ambos archivos entre sí de manera que queden alineados de la mejor manera posible.

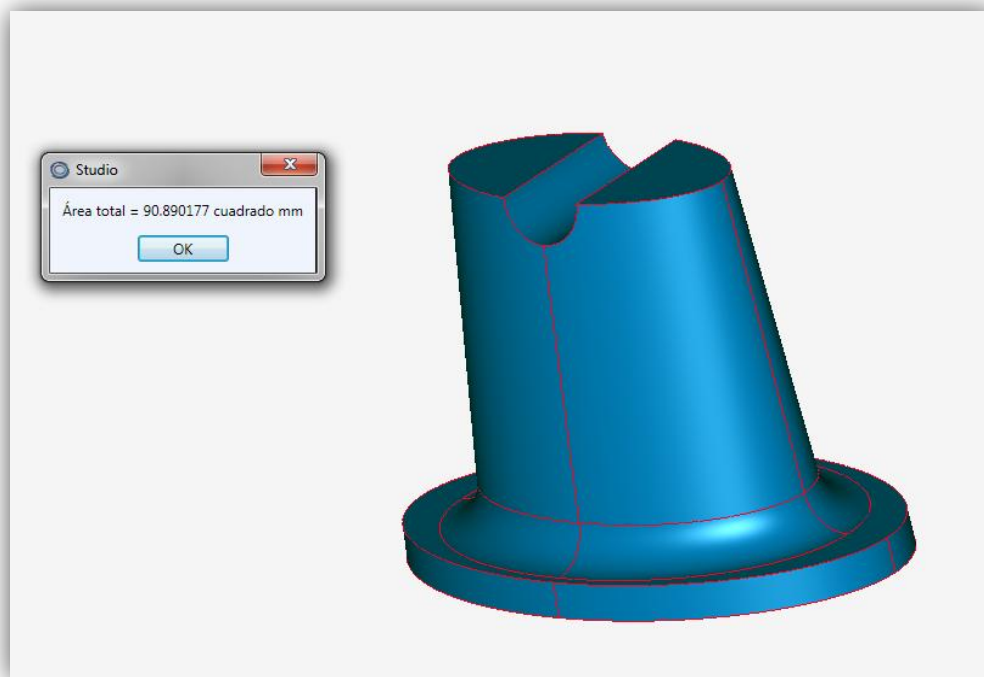


Figura 45: Modelo de referencia CAD (MRC).

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 y al mismo tiempo 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.

A partir de ahí se pudo medir la distancia entre los vértices de cada uno de los archivos STL (correspondientes a los puntos de las nubes de puntos) y la superficie del archivo IGES del MRC. Se dio signo positivo a la discrepancia de los puntos del STL que

quedaron por fuera de la superficie del MRC y signo negativo a la discrepancia de los puntos que quedaron por dentro.

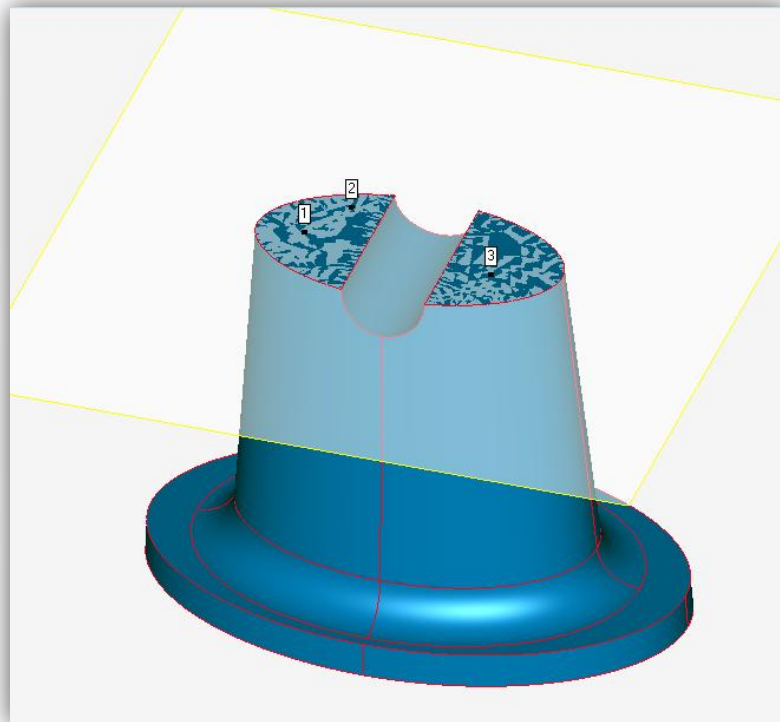


Figura 46: Definición del plano oclusal del modelo de referencia CAD (MRC).

## 4.1 Variables estudiadas

Para cada escaneado se estudiaron las siguientes variables, expresadas en micras para las discrepancias y en puntos/mm<sup>2</sup> para la resolución:

### 4.1.1 Resolución

Fue el número de puntos/mm<sup>2</sup> que tuvo 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

$\text{mm}^2$ , que es la superficie del MRC una vez cortado, para así obtener el valor en puntos/ $\text{mm}^2$ .

### 4.1.2 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. Corresponde con la **exactitud**.

### 4.1.3 Desviación estándar

Indica la dispersión de las discrepancias entre STL y MRC respecto al promedio. Corresponde con el valor de la **precisión**.

### 4.1.4 Discrepancia externa media

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

### 4.1.5 Discrepancia interna media

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

### 4.1.6 Mapa de color

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

### 4.1.7 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 vestíbulo-lingual. Se escogieron once

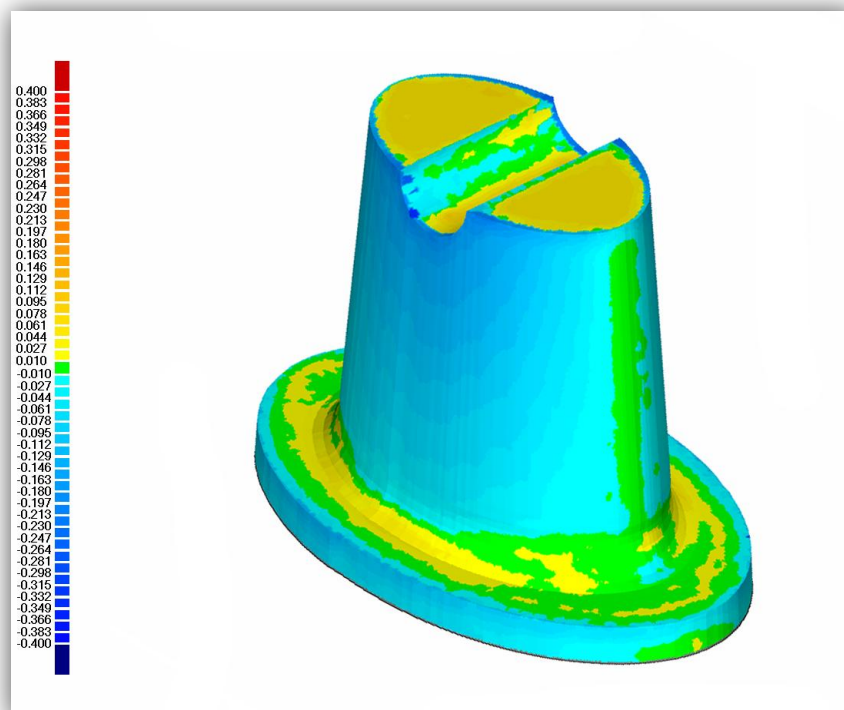


Figura 47: Ejemplo del mapa de color de uno de los escaneados.

puntos representativos de dicho corte y se observó la discrepancia presente en ellos. Seis correspondieron a cantos vivos y cinco a zonas de curvatura suave. En la imagen de cada corte, los recuadros que señalaban a cada uno de los puntos indicaban mediante el valor “D” la distancia entre el MRC y el punto más cercano del STL.

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 con las siguientes zonas:

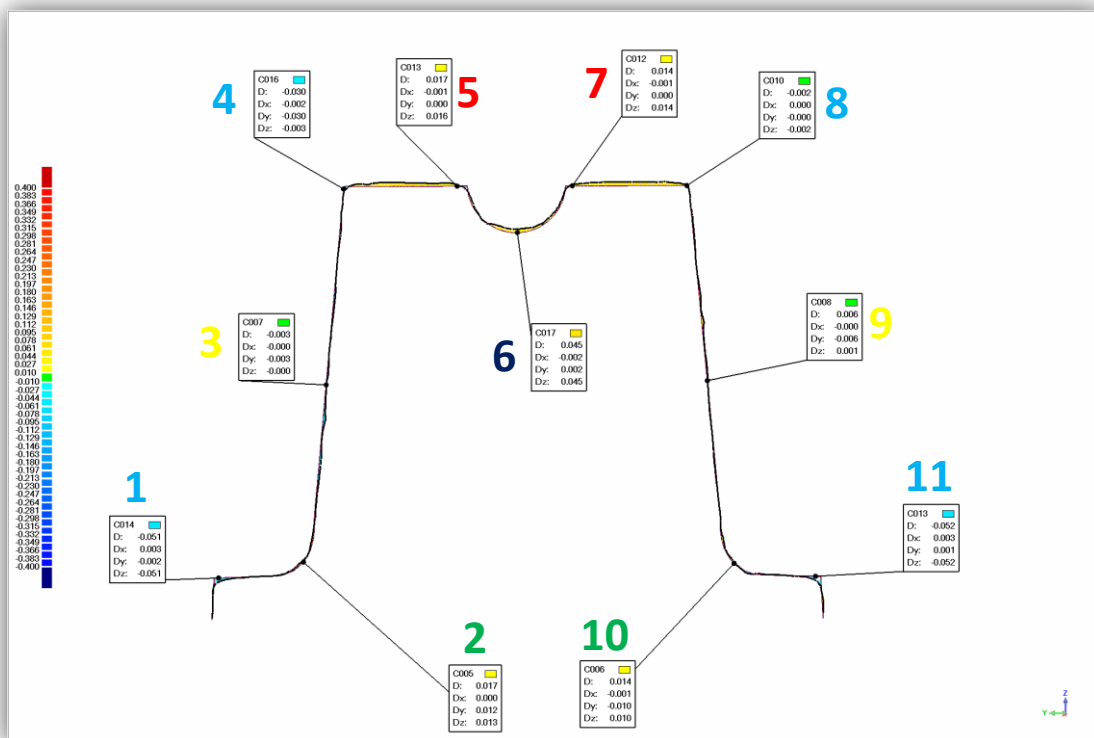


Figura 48: Ejemplo de corte virtual y puntos escogidos.

- 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 ocluser de la preparación en el lado izquierdo.

- Punto 5: Vértice generado entre la cara oclusal de la preparación y la acanaladura oclusal del modelo maestro 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 del modelo maestro en el lado derecho.
- Punto 8: 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 figura 48 se muestran por colores):

- Zona 1 (color azul claro en la figura 48): Zonas de cantos vivos hacia fuera de la preparación. Se agruparon los puntos 1, 4, 8 y 11.

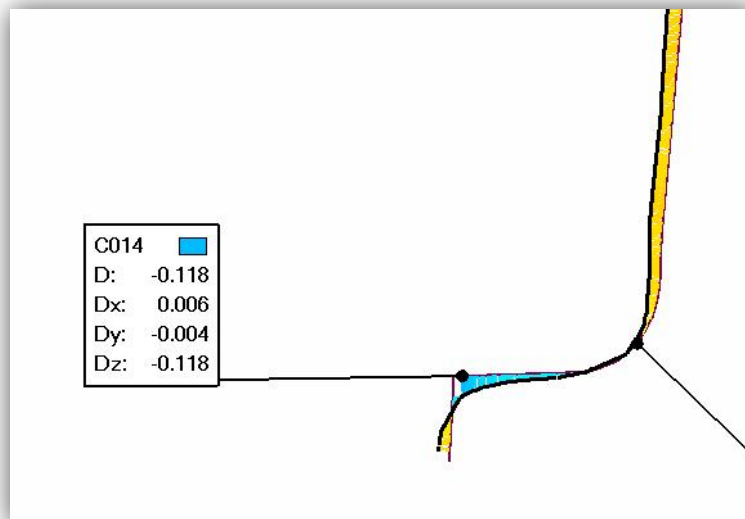


Figura 49: Ejemplo de punto de la zona 1.

- Zona 2 (color verde en la figura 48): Zona curva del hombro. Se agruparon los puntos 2 y 10.

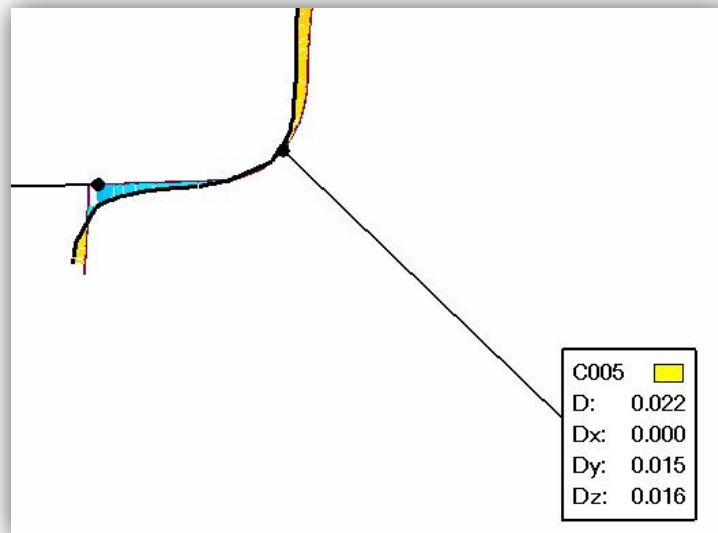


Figura 50: Ejemplo de punto de la zona 2.

- Zona 3 (color amarillo en la figura 48): Zona de las paredes axiales: Se agruparon los puntos 3 y 9.

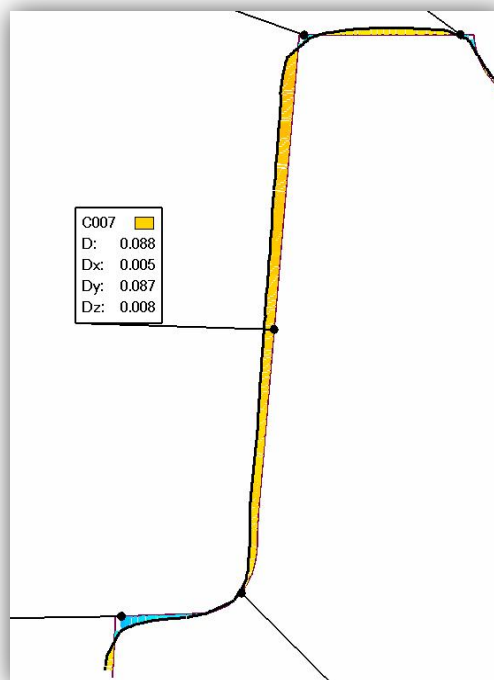


Figura 51: Ejemplo de punto de la zona 3.

- Zona 4 (color rojo en la figura 48): Zona de cantos vivos hacia dentro de la preparación, en concreto la intersección entre la acanaladura y la superficie oclusal. Se agruparon los puntos 5 y 7.

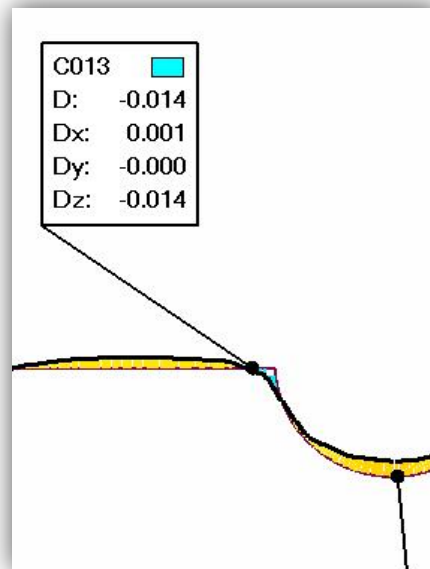


Figura 52: Ejemplo de punto de la zona 4.

- Zona 5 (color azul oscuro en la figura 48): Zona más declive de la acanaladura. Corresponde con el punto 6 solamente.

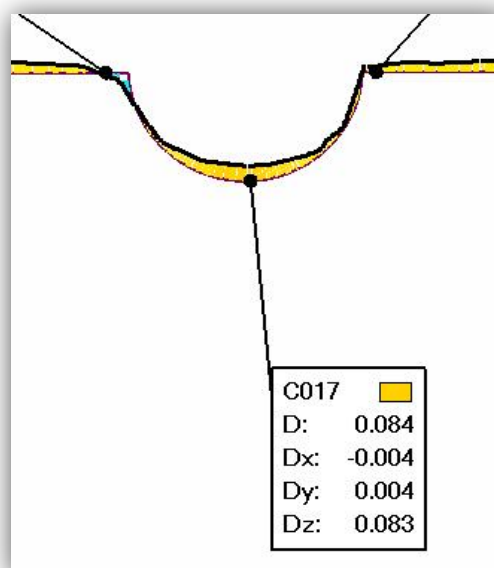


Figura 53: Ejemplo de punto de la zona 5.

## 4.2 Análisis estadístico

Con los datos obtenidos se realizó en primer lugar una **estadística descriptiva** consistente en la media, desviación estándar, mínimo y máximo. Para las zonas de los cortes, se estudiaron estas variables tanto con su signo como en valor absoluto. Todo ello se realizó tanto para el total de los seis escáneres, como para cada escáner por separado y agrupando los escáneres por tipo.

Posteriormente se realizó la **estadística inferencial**. La Hipótesis Nula ( $H_0$ ) suponía que no había diferencias entre las distintas zonas, escáneres o tipos de 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, así como para la comparación entre los tipos de escáner. 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.

Por último se calculó el coeficiente de correlación de Spearman entre la variable resolución y el resto de variables. En este caso, las cinco zonas estudiadas se analizaron nuevamente tomando su valor absoluto, pero para las demás se tomó el signo. Se representaron en gráficos de dispersión las variables que tuvieron una correlación estadísticamente significativa (ver anexo 6).

Todas las pruebas estadísticas se realizaron con un nivel de confianza del 95% ( $\alpha=0,05$ ).

# 5. RESULTADOS

---

## 5.1 Estadística descriptiva

En primer lugar se van a mostrar los resultados para todas las variables tomando todos los escáneres a la vez:

Tabla 3: Estadística descriptiva de los datos de los **seis escáneres** en conjunto

Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
<b>Resolución (puntos/mm<sup>2</sup>)</b>	133,93	133,93	93,91	33,43	300,89
<b>Discrepancia promedio (μm)</b>	38,8	38,8	6,2	23,0	48,1
<b>Precisión (DE) (μm)</b>	45,5	45,5	4,8	33,0	54,0
<b>Discrepancia ext media (μm)</b>	23,5	23,5	7,6	16,0	56,0
<b>Discrepancia int media (μm)</b>	-44,9	44,9	8,0	-058,0	-28,0
<b>Discrepancia zona 1 (μm)</b>	-46,6	46,6	25,9	-112,3	-12,3
<b>Discrepancia zona 2 (μm)</b>	12,7	17,4	20,7	-23,0	89,0
<b>Discrepancia zona 3 (μm)</b>	14,0	20,3	32,7	-27,5	87,5
<b>Discrepancia zona 4 (μm)</b>	-2,3	27,9	45,7	-173,5	39,0
<b>Discrepancia zona 5 (μm)</b>	55,8	55,8	29,3	9,0	162,0

A continuación se muestran los resultados de cada escáner individualmente:

Tabla 4: Estadística descriptiva de los datos del escáner 3Shape

Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
Resolución (puntos/mm <sup>2</sup> )	96,96	96,96	5,68	92,05	111,71
Discrepancia promedio (μm)	42,1	42,1	0,9	40,9	43,5
Precisión (DE) (μm)	46,6	46,6	0,5	46,0	47,0
Discrepancia ext media (μm)	21,7	21,7	0,5	21,0	22,0
Discrepancia int media (μm)	-45,2	45,2	0,6	-46,0	-44,0
Discrepancia zona 1 (μm)	-39,1	39,1	4,6	-46,0	-33,5
Discrepancia zona 2 (μm)	13,3	13,3	4,8	5,5	20,5
Discrepancia zona 3 (μm)	0,8	2,7	3,3	-7,0	4,0
Discrepancia zona 4 (μm)	12,5	12,5	2,1	9,0	15,5
Discrepancia zona 5 (μm)	48,0	48,0	3,8	43,0	53,0

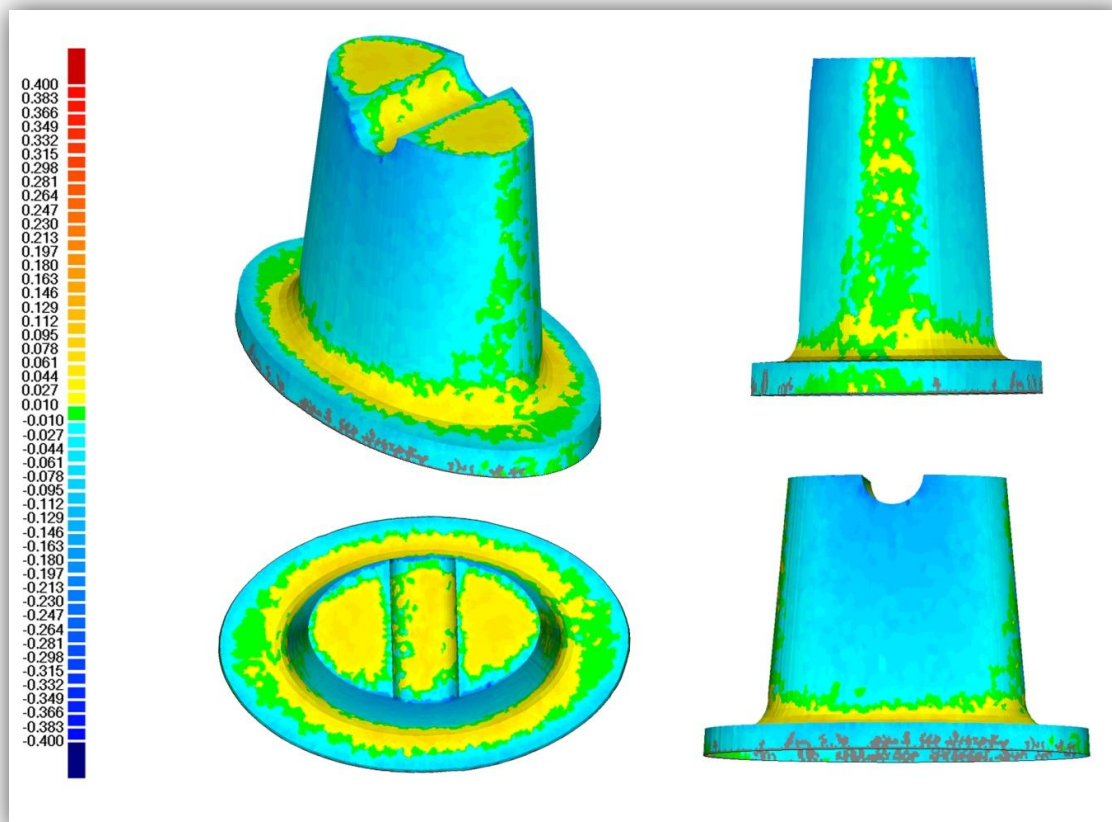


Figura 54: Diagrama de color de la discrepancia de 3Shape (mm).

Tabla 5: Estadística descriptiva de los datos del escáner **Imetric**

Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
<b>Resolución (puntos/mm<sup>2</sup>)</b>	85,50	85,50	2,35	80,70	88,36
<b>Discrepancia promedio (μm)</b>	43,2	43,2	2,2	39,5	48,1
<b>Precisión (DE) (μm)</b>	50,2	50,2	1,8	47,0	54,0
<b>Discrepancia ext media (μm)</b>	28,2	28,2	9,8	24,0	56,0
<b>Discrepancia int media (μm)</b>	-47,2	47,2	1,8	-49,0	-44,0
<b>Discrepancia zona 1 (μm)</b>	-54,0	54,0	8,1	-63,5	-37,5
<b>Discrepancia zona 2 (μm)</b>	45,8	45,8	18,2	14,5	89,0
<b>Discrepancia zona 3 (μm)</b>	8,6	12,6	27,9	-11,0	86,0
<b>Discrepancia zona 4 (μm)</b>	12,0	12,0	6,8	1,0	21,0
<b>Discrepancia zona 5 (μm)</b>	82,0	82,0	35,6	37,0	162,0

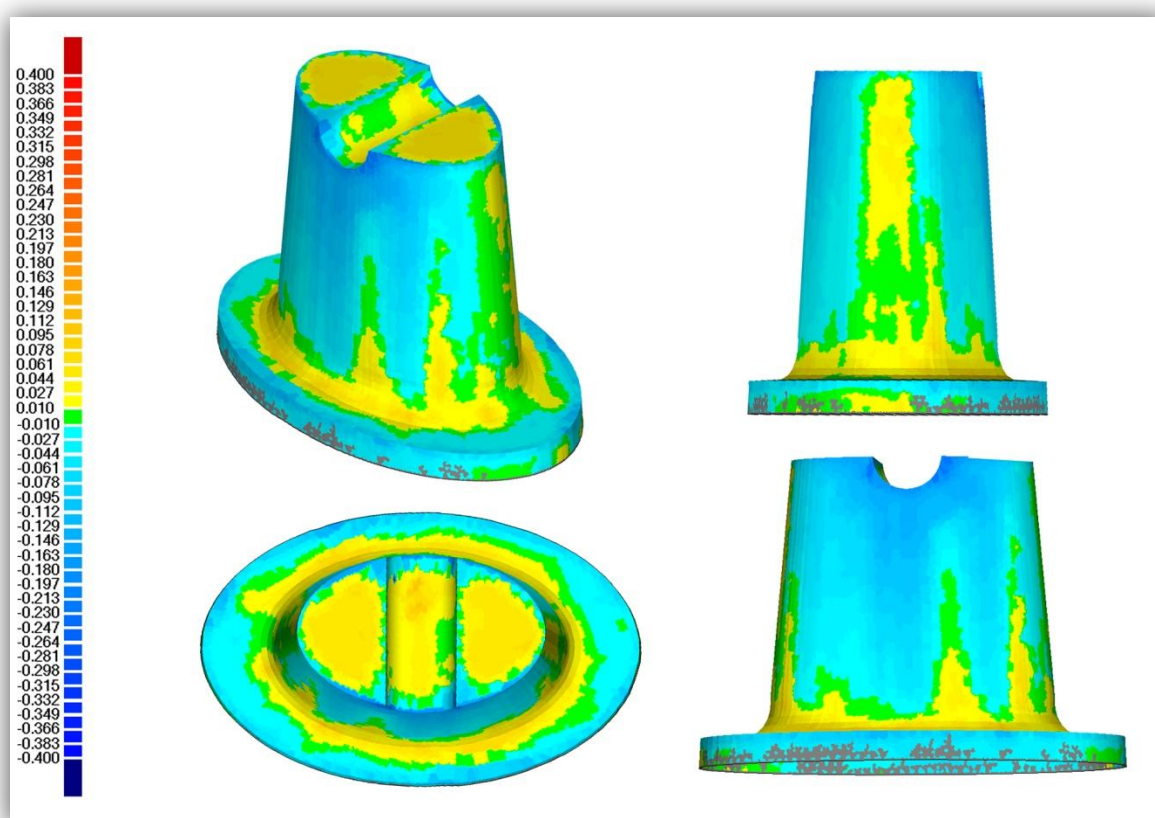


Figura 55: Diagrama de color de la discrepancia de Imetric (mm).

Tabla 6: Estadística descriptiva de los datos del escáner **Lava Scan**

Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
<b>Resolución (puntos/mm<sup>2</sup>)</b>	299,83	299,83	0,92	298,70	300,89
<b>Discrepancia promedio (μm)</b>	46,0	46,0	0,4	45,6	46,8
<b>Precisión (DE) (μm)</b>	50,6	50,6	0,5	50,0	51,0
<b>Discrepancia ext media (μm)</b>	20,7	20,7	0,5	20,0	21,0
<b>Discrepancia int media (μm)</b>	-57,4	57,4	0,5	-58,0	-57,0
<b>Discrepancia zona 1 (μm)</b>	-21,1	21,1	4,4	-26,8	-12,3
<b>Discrepancia zona 2 (μm)</b>	-7,9	7,9	1,2	-9,5	-5,0
<b>Discrepancia zona 3 (μm)</b>	-5,4	5,4	1,0	-7,0	-4,5
<b>Discrepancia zona 4 (μm)</b>	33,9	33,9	4,1	27,0	39,0
<b>Discrepancia zona 5 (μm)</b>	63,7	63,7	1,3	62,0	65,0

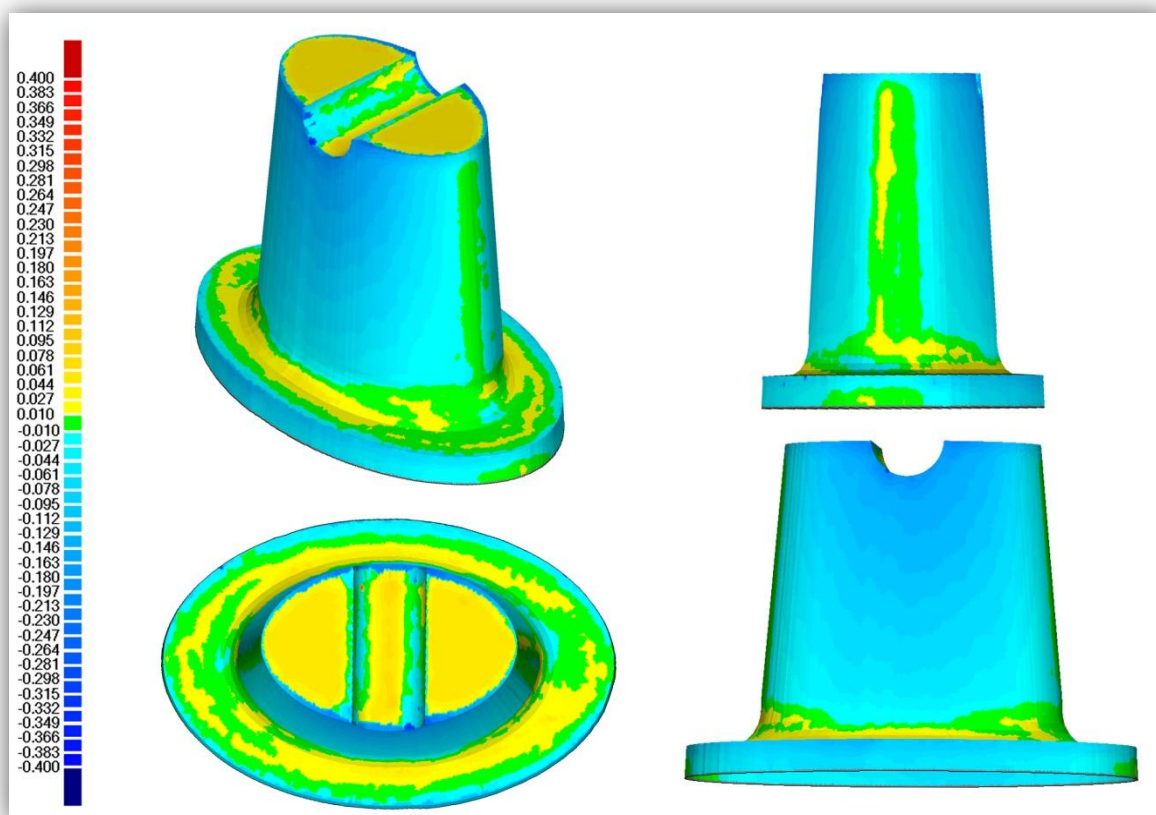


Figura 56: Diagrama de color de la discrepancia de Lava Scan (mm).

Tabla 7: Estadística descriptiva de los datos del escáner **Renishaw**

Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
Resolución (puntos/mm <sup>2</sup> )	216,44	216,44	0,60	215,72	217,43
Discrepancia promedio ( $\mu\text{m}$ )	37,1	37,1	0,3	36,8	37,7
Precisión (DE) ( $\mu\text{m}$ )	43,8	43,8	0,4	43,0	44,0
Discrepancia ext media ( $\mu\text{m}$ )	16,6	16,6	0,5	16,0	17,0
Discrepancia int media ( $\mu\text{m}$ )	-48,3	48,3	0,5	-49,0	-48,0
Discrepancia zona 1 ( $\mu\text{m}$ )	-28,9	28,9	7,5	-44,0	-20,8
Discrepancia zona 2 ( $\mu\text{m}$ )	4,3	4,3	1,5	1,5	6,5
Discrepancia zona 3 ( $\mu\text{m}$ )	9,5	9,5	0,7	8,5	11,0
Discrepancia zona 4 ( $\mu\text{m}$ )	-75,8	87,5	72,0	-173,5	32,0
Discrepancia zona 5 ( $\mu\text{m}$ )	31,0	31,0	01,2	29,0	33,0

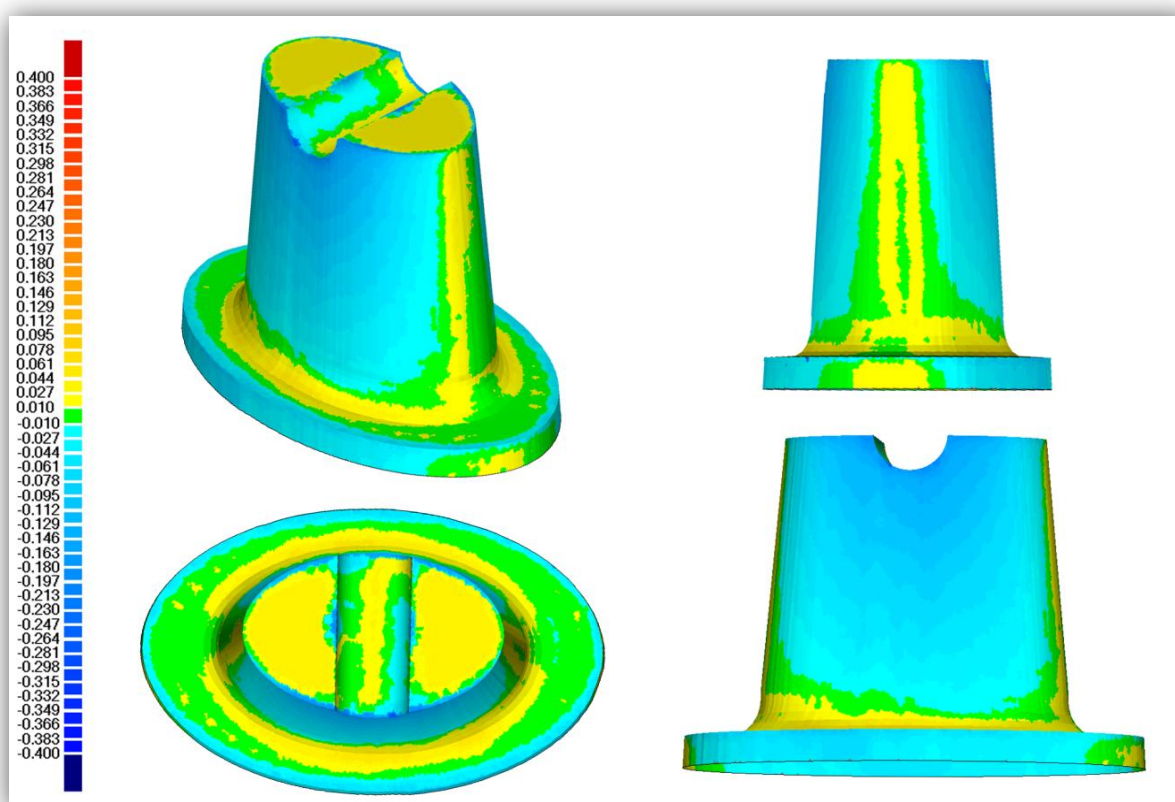


Figura 57: Diagrama de color de la discrepancia de Renishaw (mm).

Tabla 8: Estadística descriptiva de los datos del escáner **Smart Optics**

Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
Resolución (puntos/mm <sup>2</sup> )	34,29	34,29	0,78	33,43	35,53
Discrepancia promedio (μm)	35,7	35,7	1,8	33,0	39,8
Precisión (DE) (μm)	44,0	44,0	1,6	41,0	46,0
Discrepancia ext media (μm)	35,3	35,3	2,4	32,0	41,0
Discrepancia int media (μm)	-36,6	36,6	2,9	-42,0	-32,0
Discrepancia zona 1 (μm)	-97,2	97,2	10,8	-112,3	-75,3
Discrepancia zona 2 (μm)	26,2	26,2	6,9	15,0	38,0
Discrepancia zona 3 (μm)	79,6	79,6	5,2	69,0	87,5
Discrepancia zona 4 (μm)	8,4	14,0	16,2	-23,0	37,5
Discrepancia zona 5 (μm)	89,6	89,6	7,5	72,0	98,0

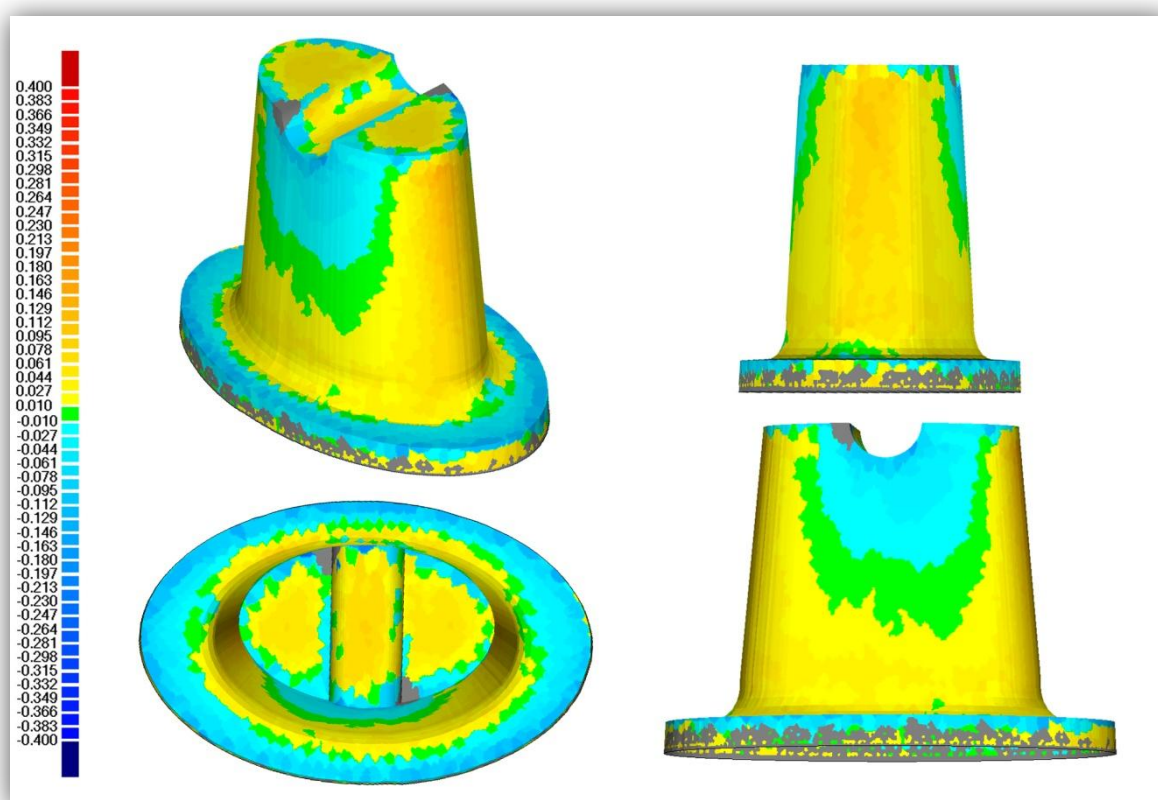


Figura 58: Diagrama de color de la discrepancia de Smart Optics (mm).

Tabla 9: Estadística descriptiva de los datos del escáner Zeno Scan

Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
Resolución (puntos/mm <sup>2</sup> )	70,54	70,54	2,31	65,86	73,63
Discrepancia promedio (μm)	29,0	29,0	5,2	23,0	37,7
Precisión (DE) (μm)	37,5	37,5	3,4	33,0	43,0
Discrepancia ext media (μm)	18,7	18,7	1,4	17,0	22,0
Discrepancia int media (μm)	-34,4	34,4	4,4	-42,0	-28,0
Discrepancia zona 1 (μm)	-39,4	39,4	6,2	-49,0	-30,0
Discrepancia zona 2 (μm)	-5,2	7,0	8,3	-23,0	4,0
Discrepancia zona 3 (μm)	-9,0	12,0	13,0	-27,5	7,5
Discrepancia zona 4 (μm)	-5,0	7,6	10,3	-28,0	5,0
Discrepancia zona 5 (μm)	20,6	20,6	6,6	9,0	33,0

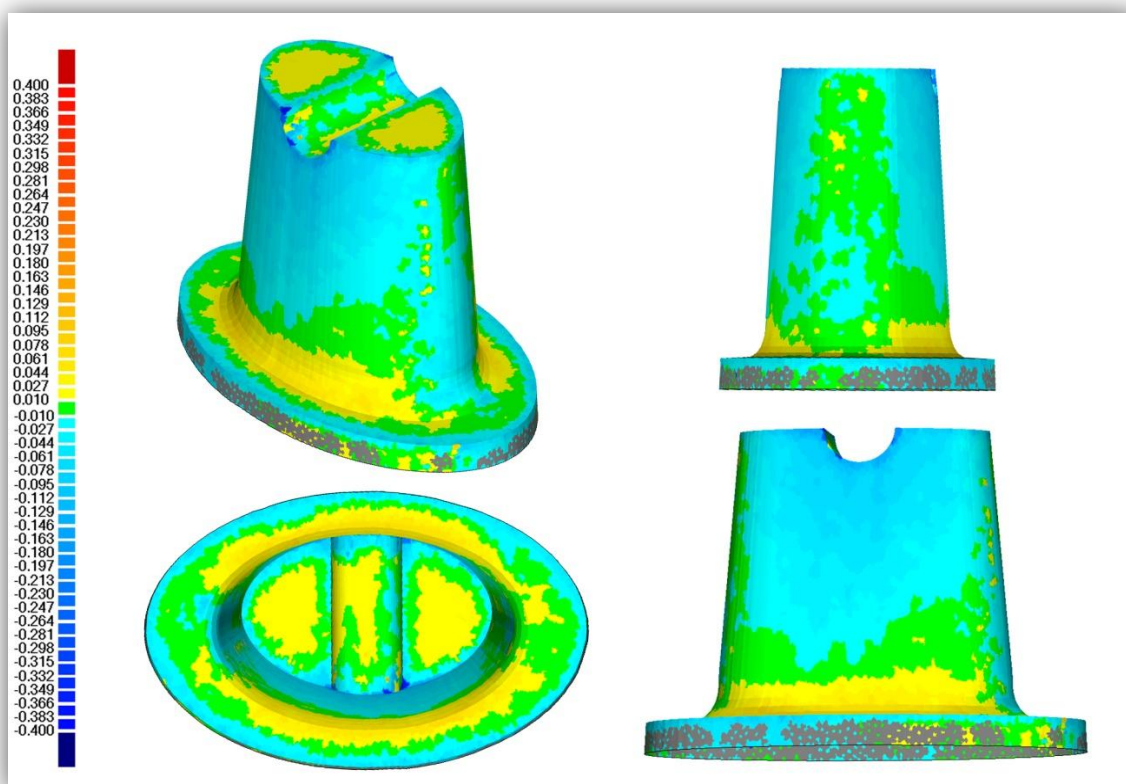
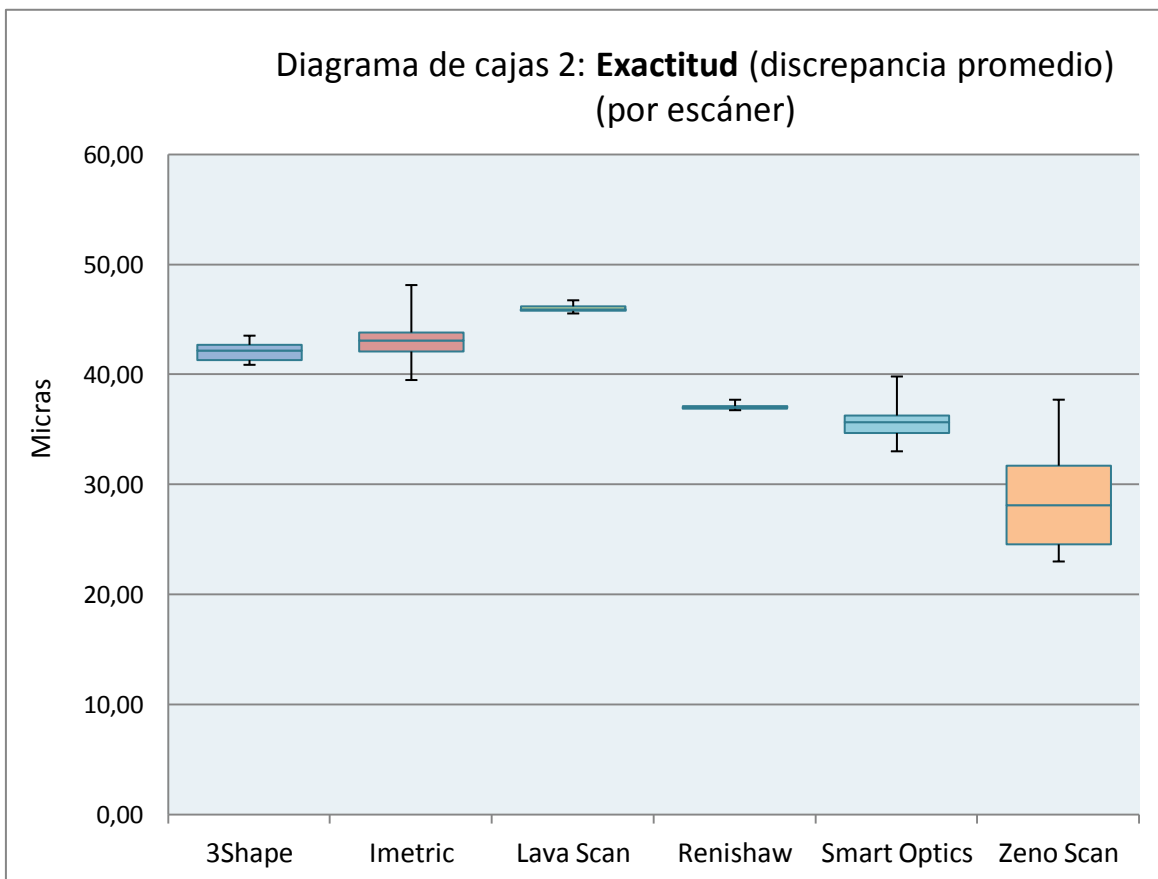
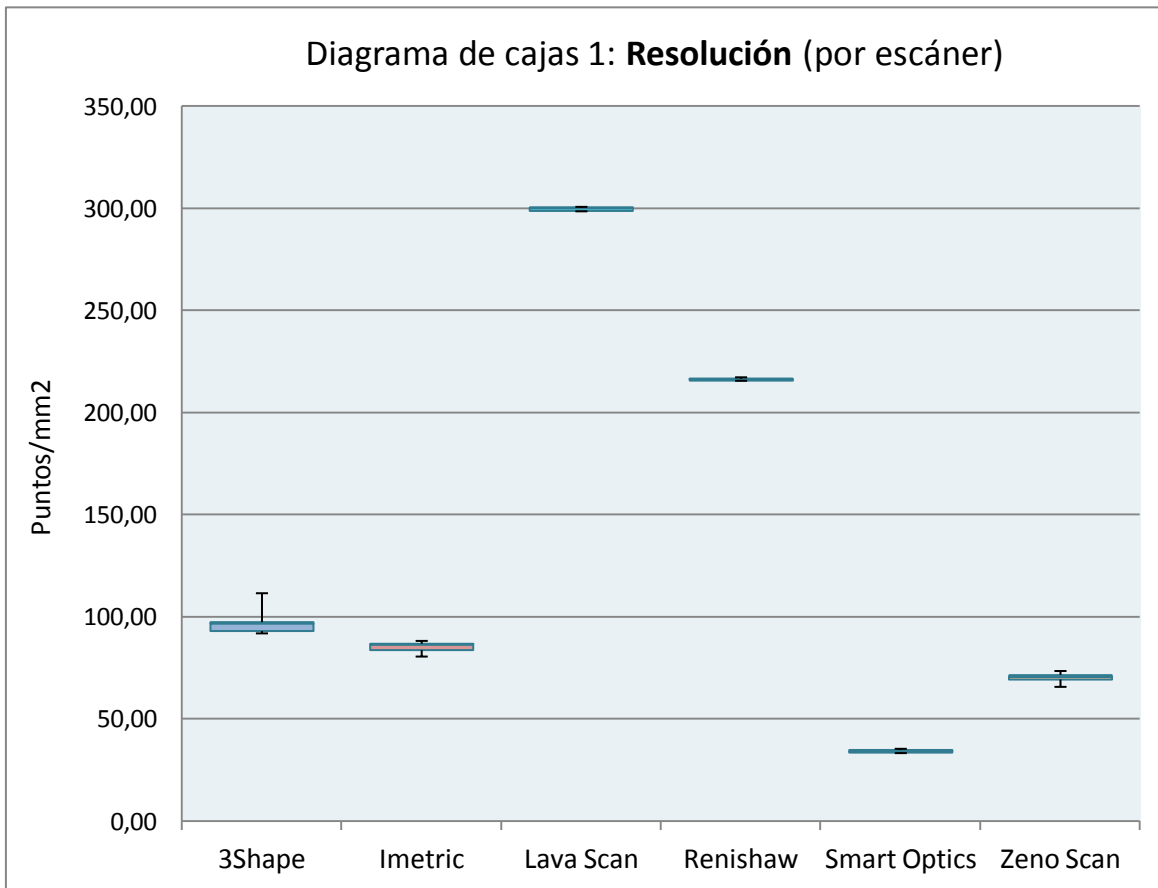
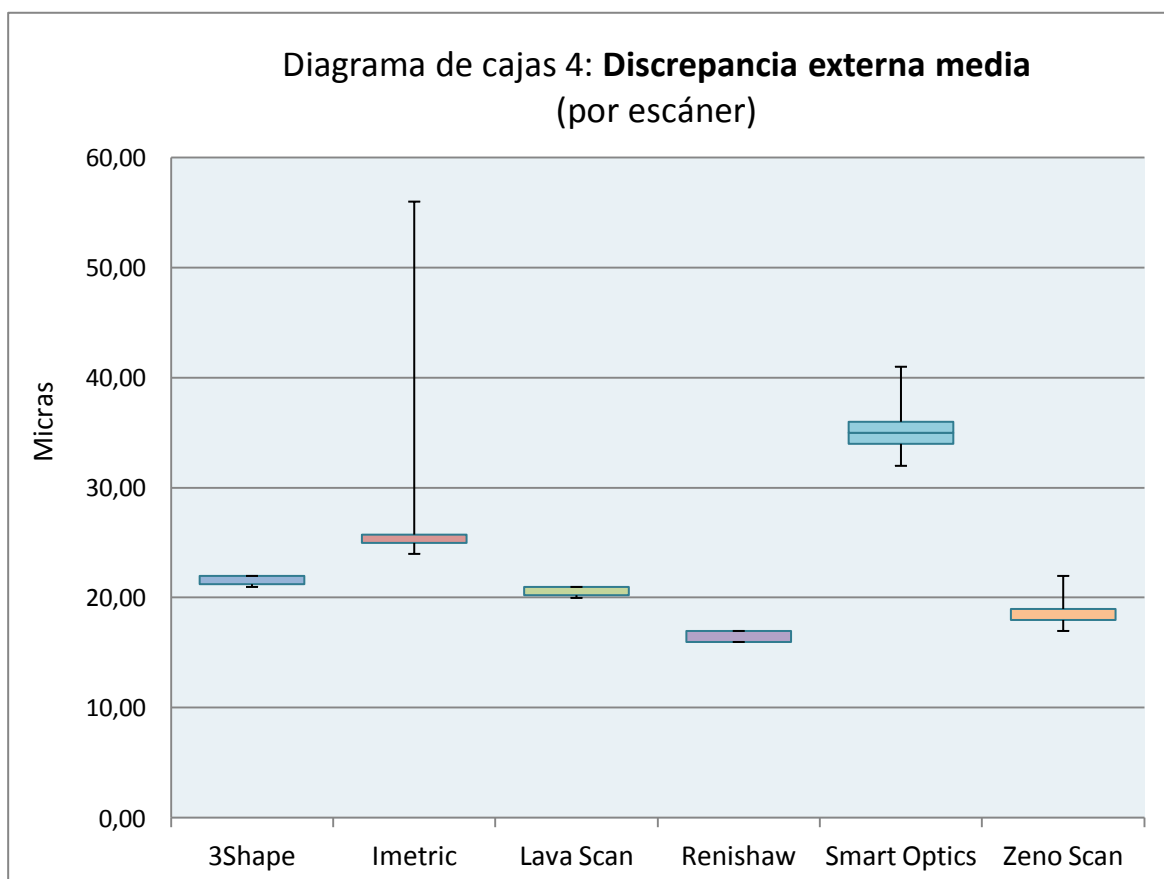
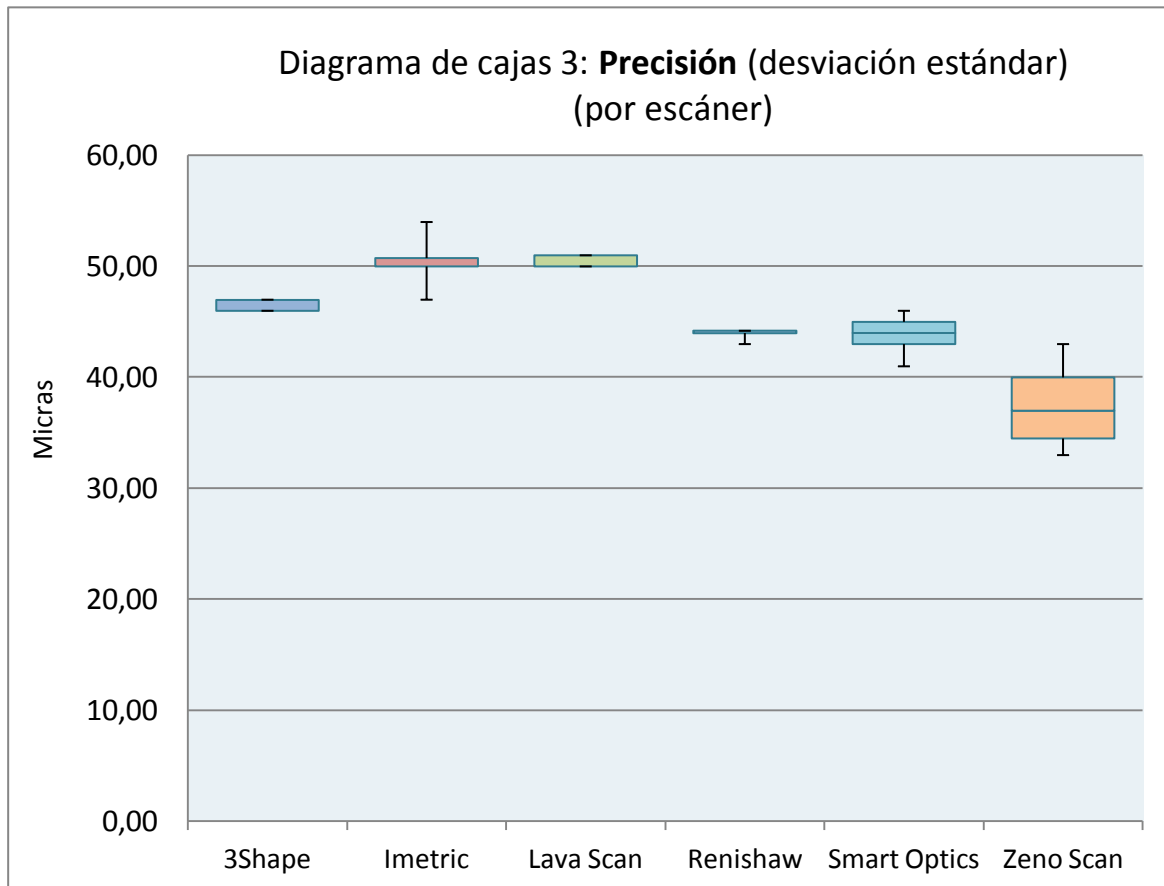
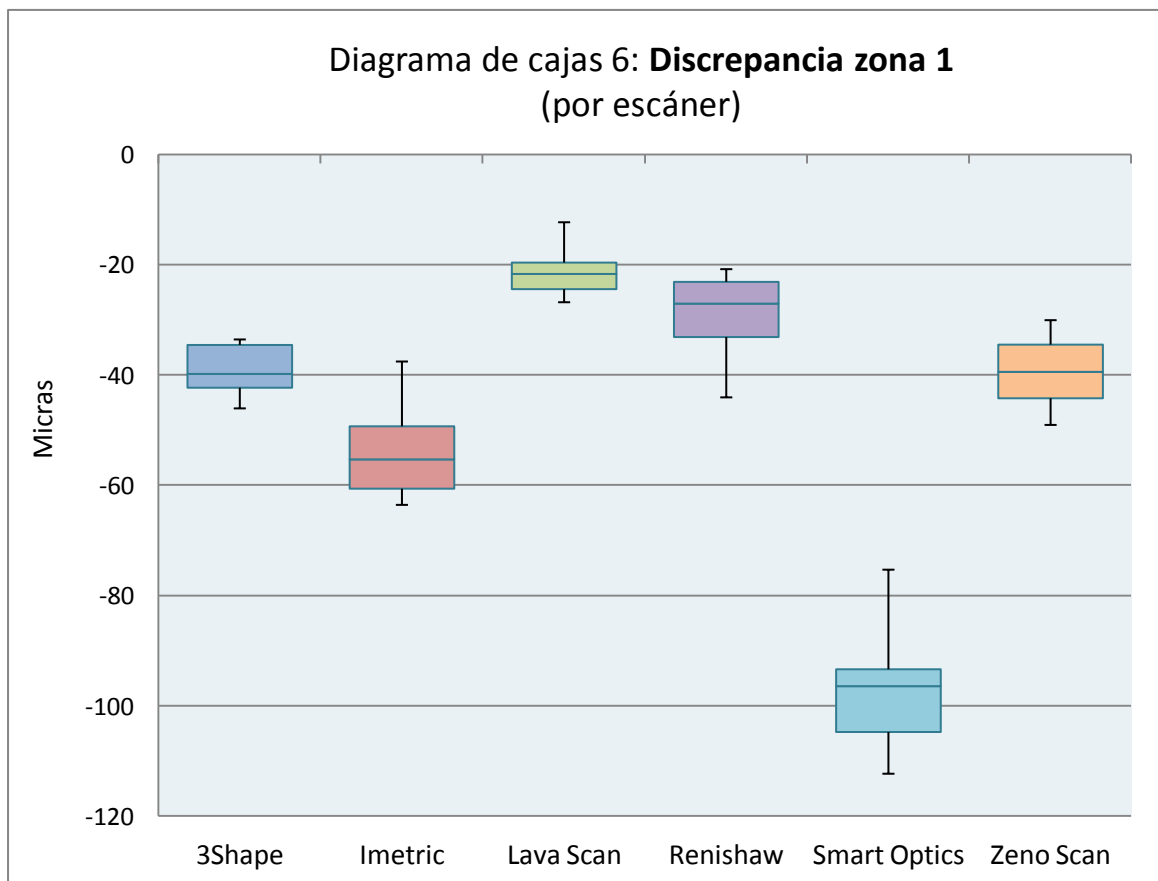
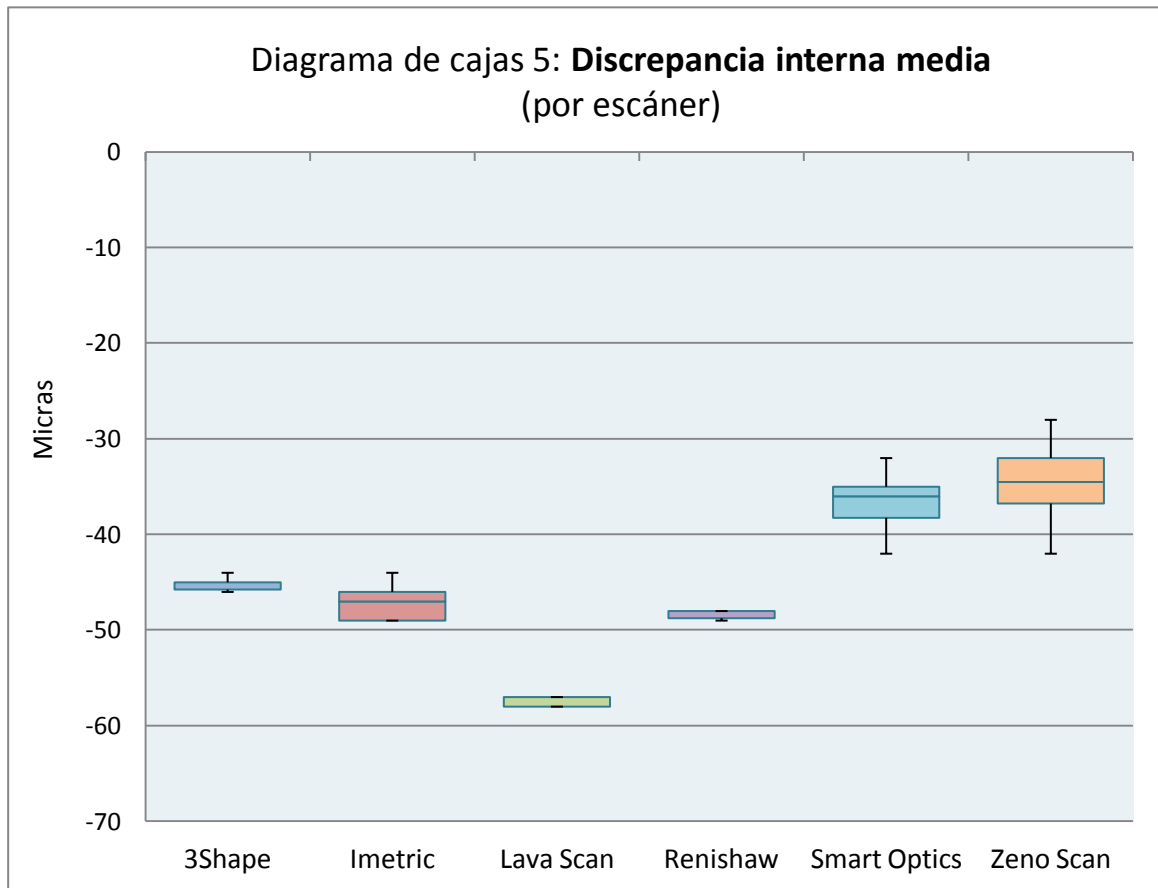
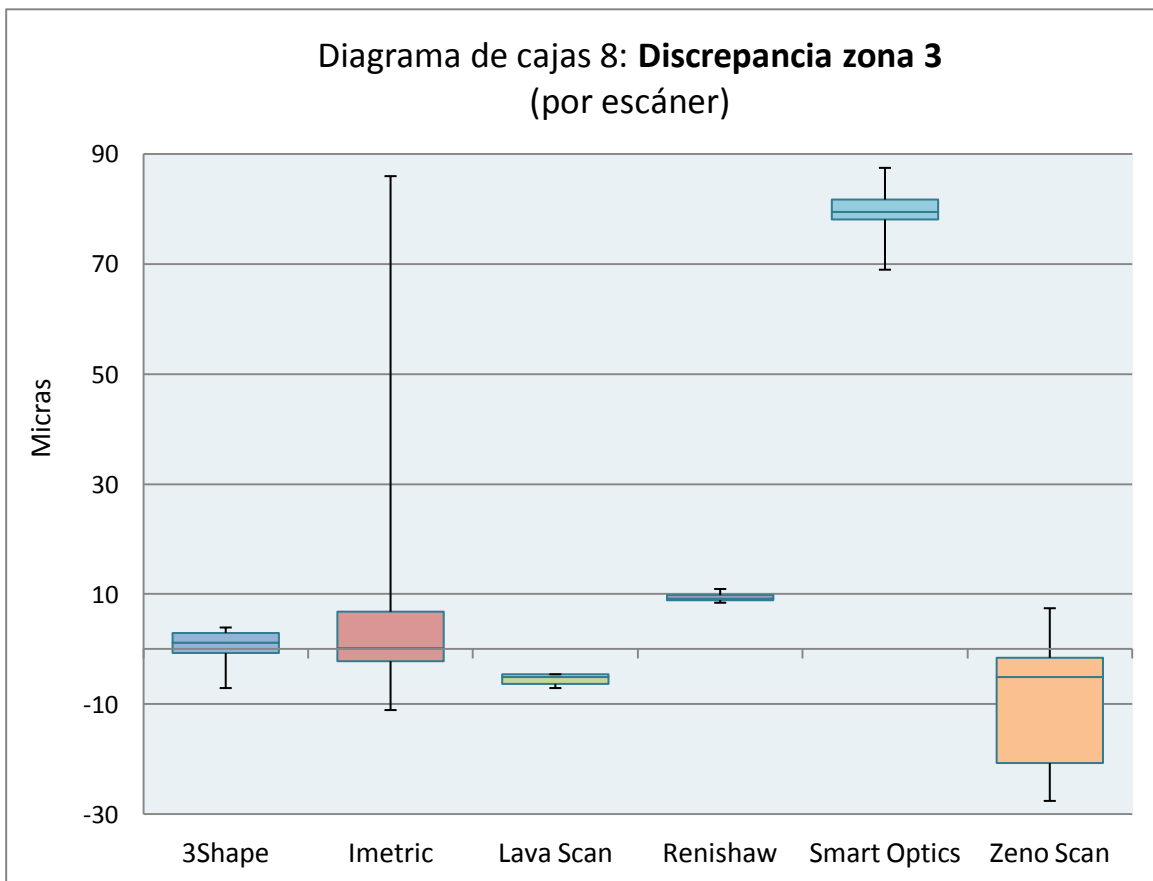
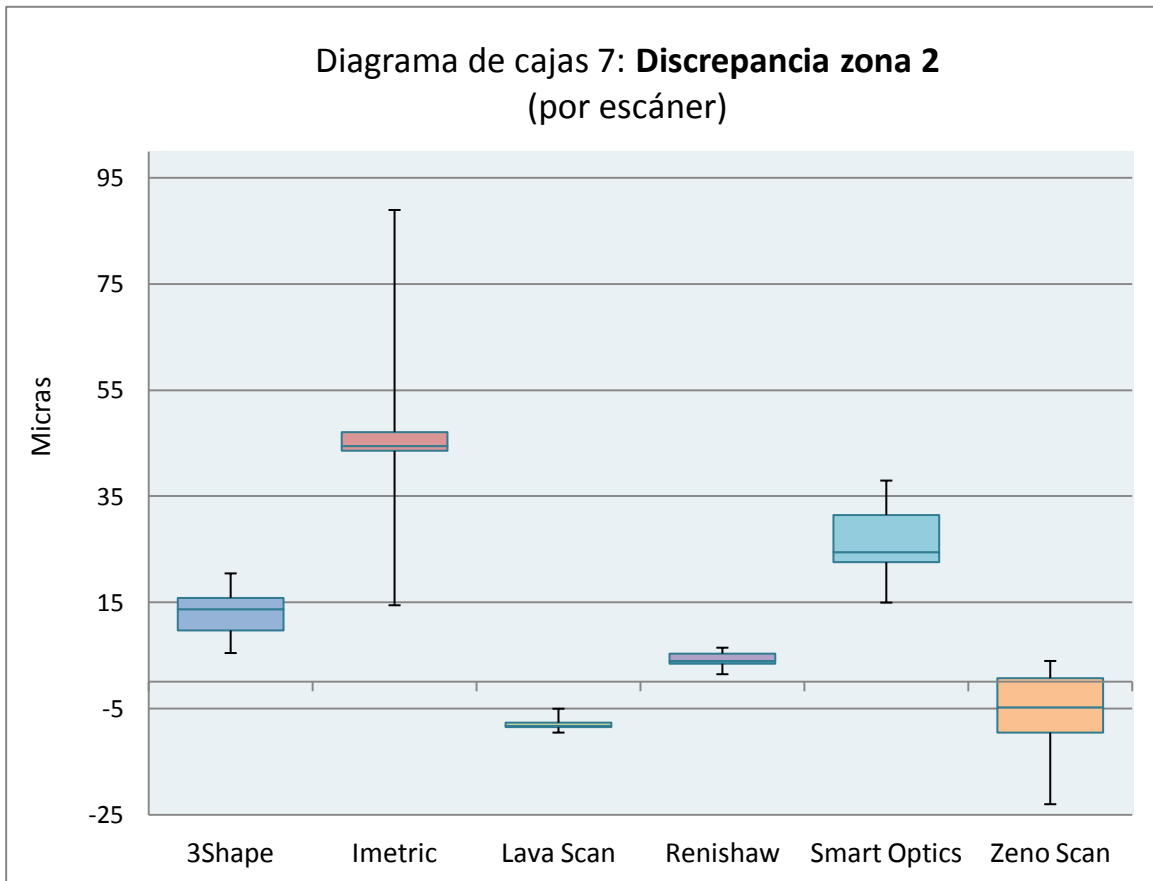


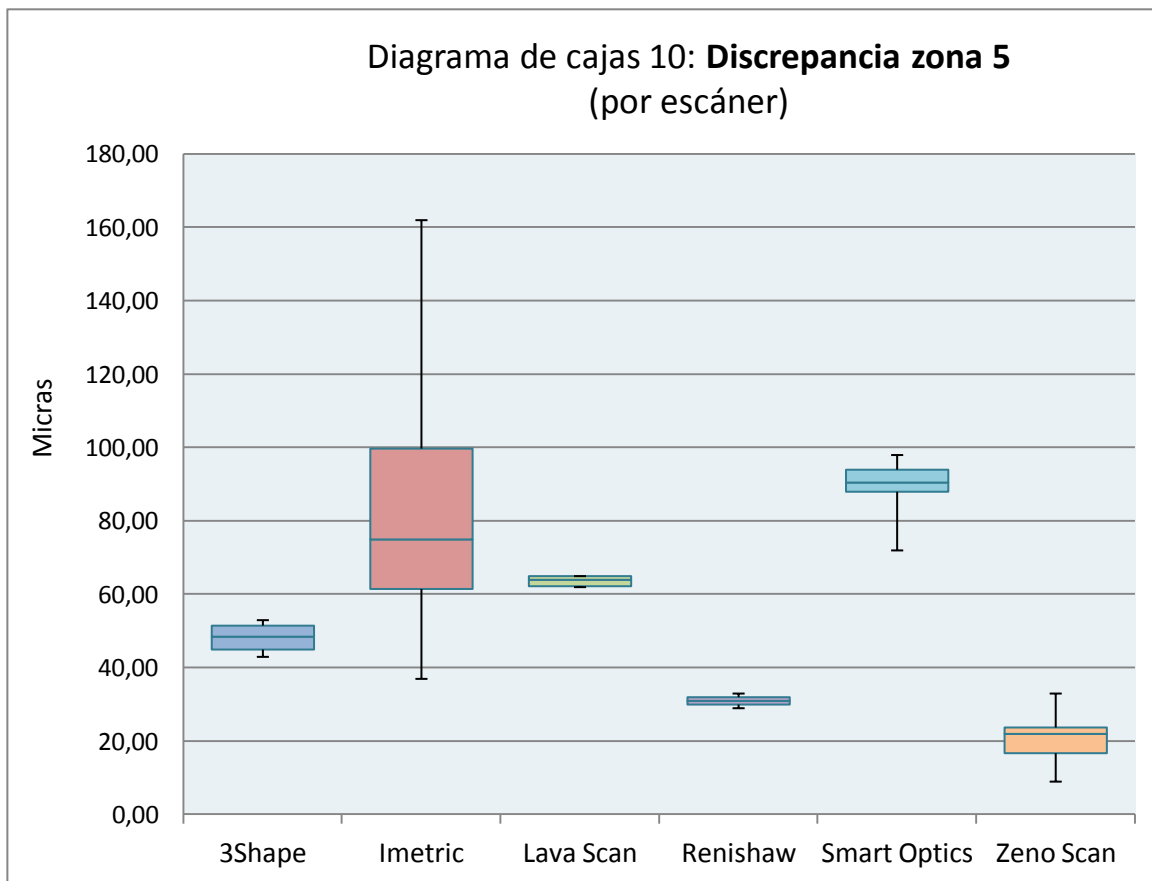
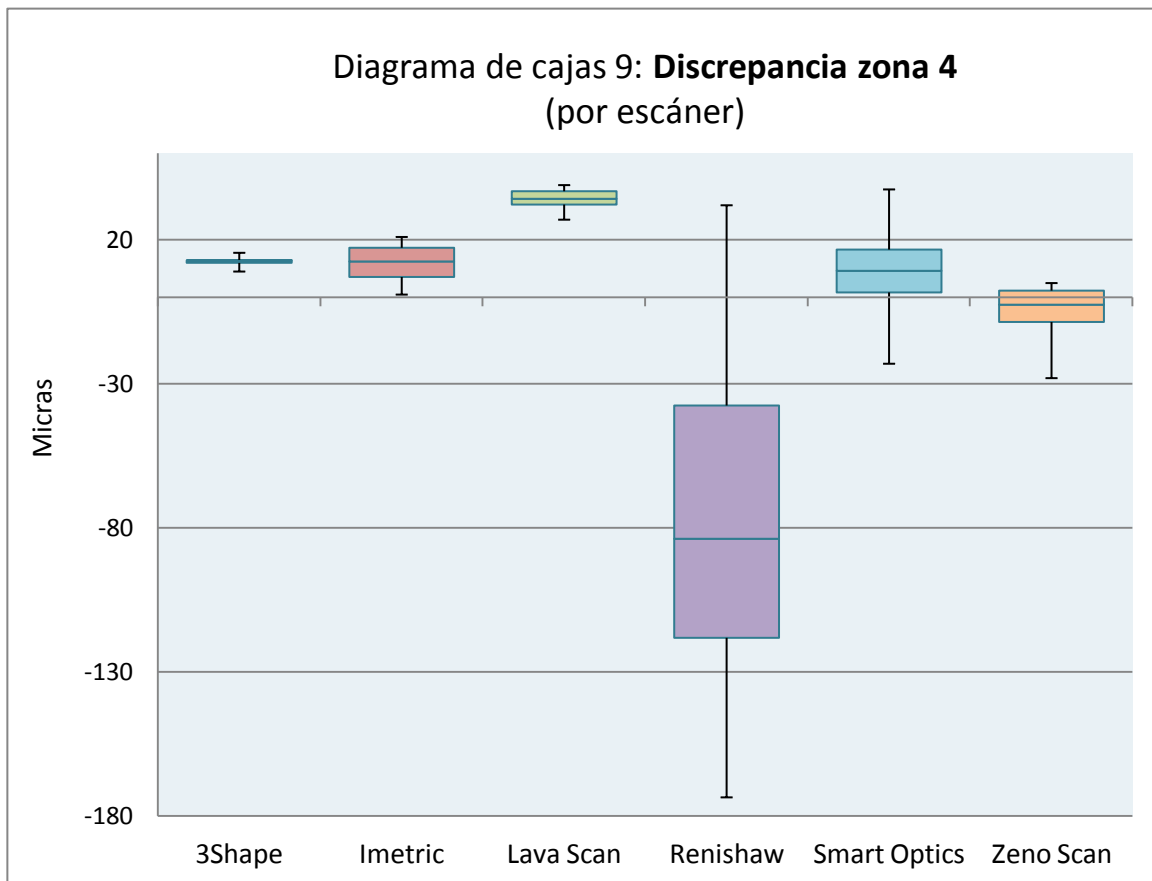
Figura 59: Diagrama de color de la discrepancia de Zeno Scan (mm).











A continuación se muestran los resultados agrupando los datos por tipo de escáner:

Tabla 10: Estadística descriptiva de los datos de los escáneres de **luz estructurada** en conjunto

Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
<b>Resolución (puntos/mm<sup>2</sup>)</b>	139,88	139,88	117,00	33,43	300,89
<b>Discrepancia promedio (μm)</b>	41,6	41,6	4,7	33,0	48,1
<b>Precisión (DE) (μm)</b>	48,3	48,3	3,4	41,0	54,0
<b>Discrepancia ext media (μm)</b>	28,1	28,1	8,3	20,0	56,0
<b>Discrepancia int media (μm)</b>	-47,1	47,1	8,8	-58,0	-32,0
<b>Discrepancia zona 1 (μm)</b>	-57,4	57,4	32,6	-112,3	-12,3
<b>Discrepancia zona 2 (μm)</b>	21,4	26,6	25,0	-9,5	89,0
<b>Discrepancia zona 3 (μm)</b>	27,6	32,5	41,0	-11,0	87,5
<b>Discrepancia zona 4 (μm)</b>	18,1	19,9	15,2	-23,0	39,0
<b>Discrepancia zona 5 (μm)</b>	78,4	78,4	23,1	37,0	162,0

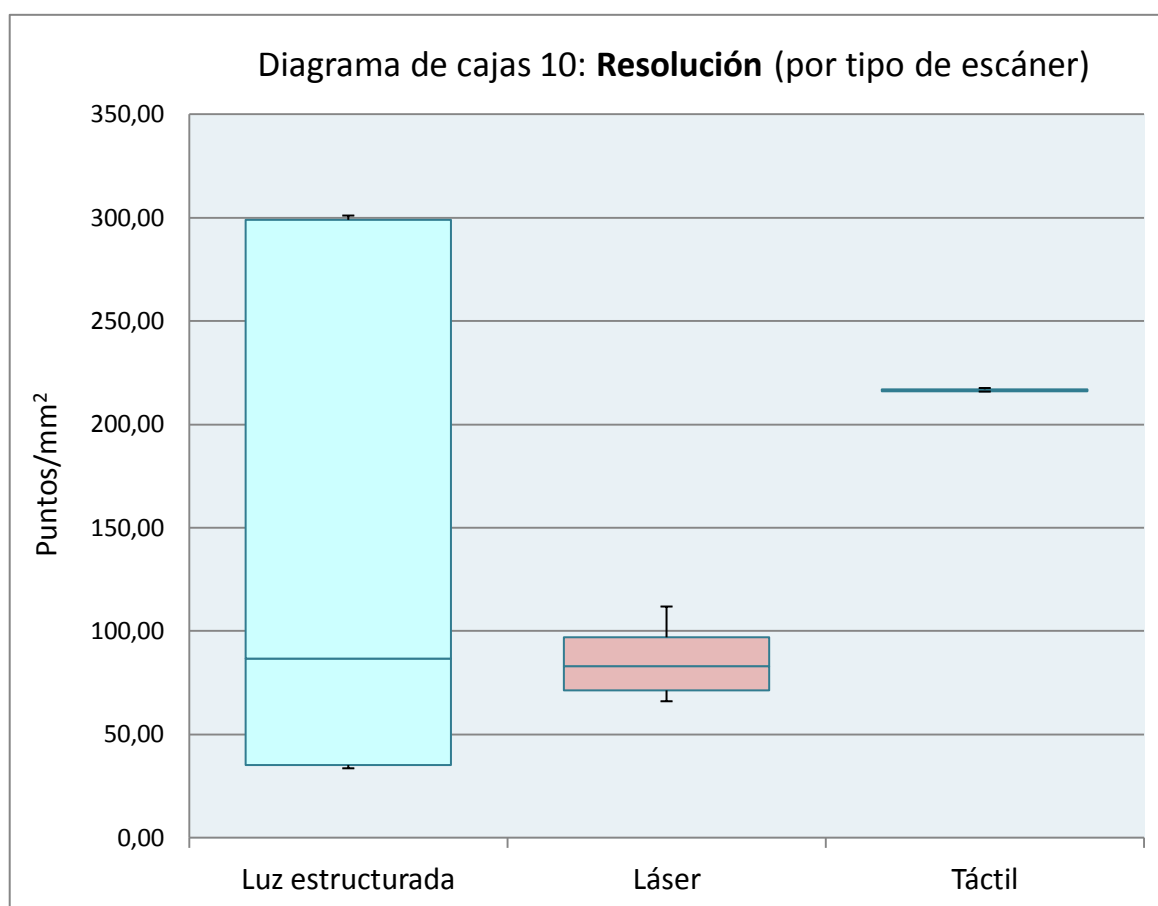
Tabla 11: Estadística descriptiva de los datos de los **escáneres láser** en conjunto

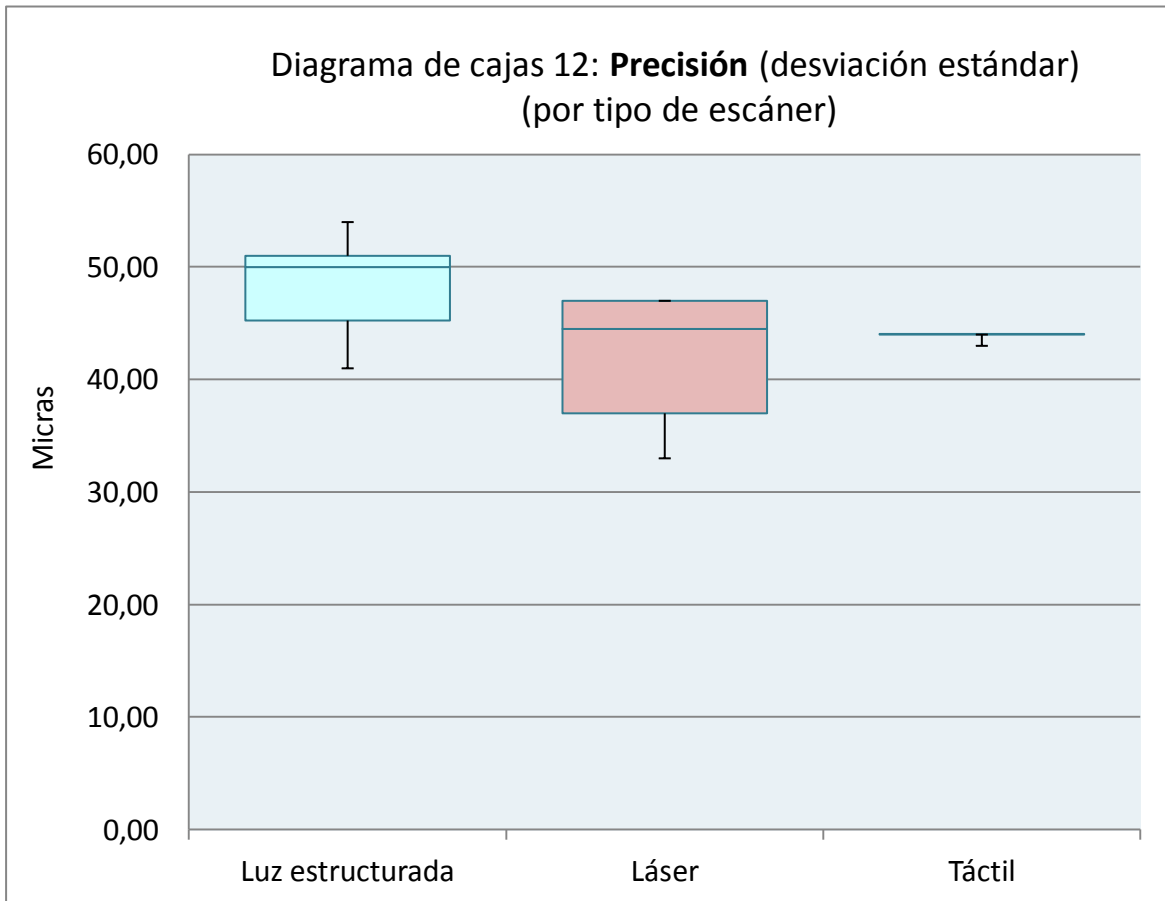
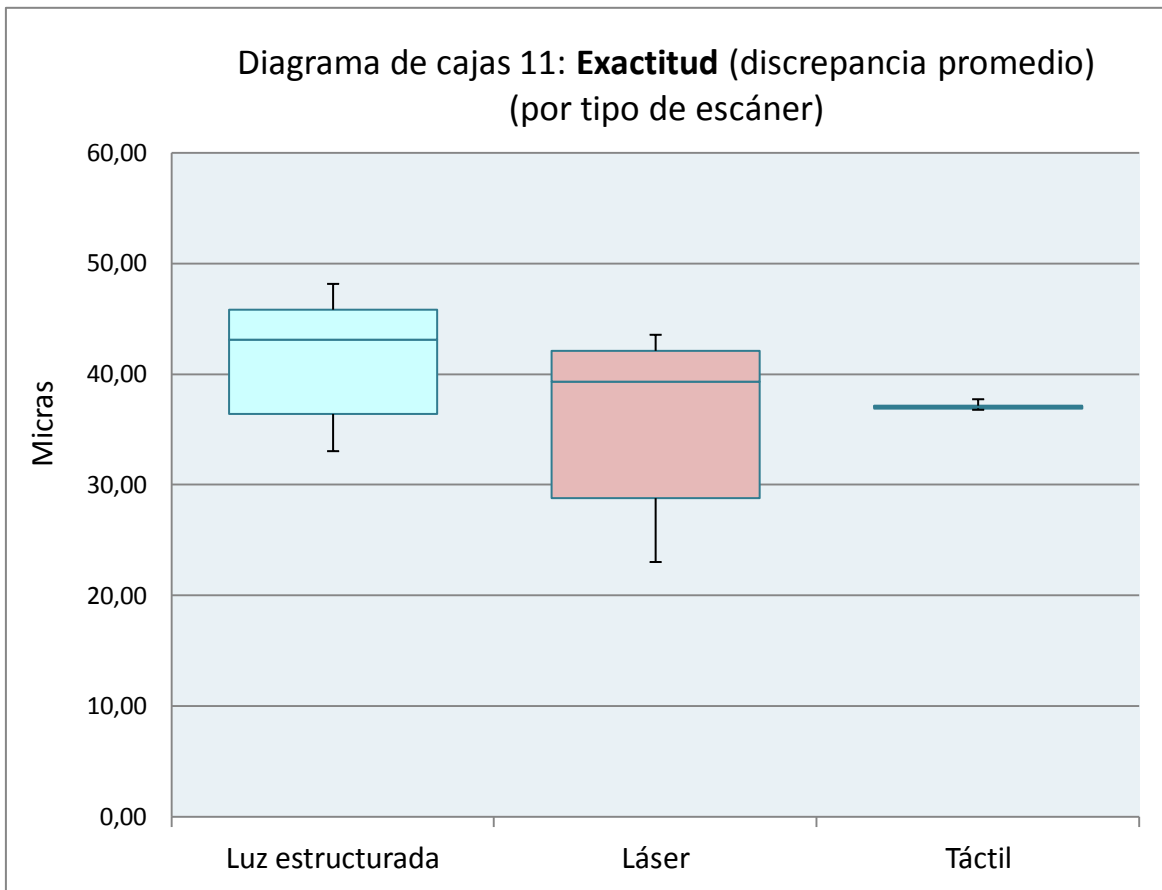
Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
<b>Resolución (puntos/mm<sup>2</sup>)</b>	83,75	83,75	14,20	65,86	111,71
<b>Discrepancia promedio (μm)</b>	35,5	35,5	7,6	23,0	43,5
<b>Precisión (DE) (μm)</b>	42,1	42,1	5,2	33,0	47,0
<b>Discrepancia ext media (μm)</b>	20,2	20,2	1,9	17,0	22,0
<b>Discrepancia int media (μm)</b>	-39,8	39,8	6,3	-46,0	-28,0
<b>Discrepancia zona 1 (μm)</b>	-39,2	39,2	5,3	-49,0	-30,0
<b>Discrepancia zona 2 (μm)</b>	4,0	10,1	11,5	-23,0	20,5
<b>Discrepancia zona 3 (μm)</b>	-4,1	7,3	10,5	-27,5	7,5
<b>Discrepancia zona 4 (μm)</b>	3,8	10,1	11,5	-28,0	15,5
<b>Discrepancia zona 5 (μm)</b>	34,3	34,3	15,0	9,0	53,0

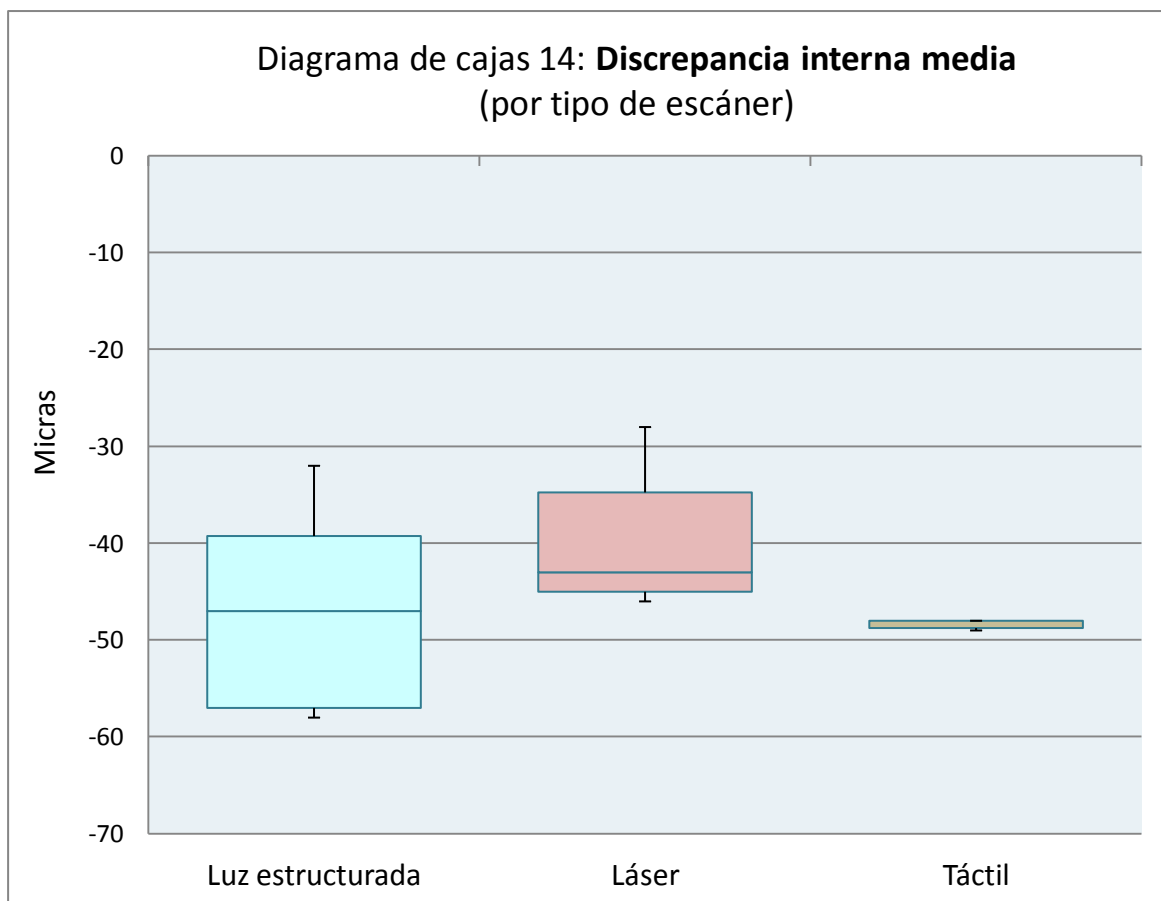
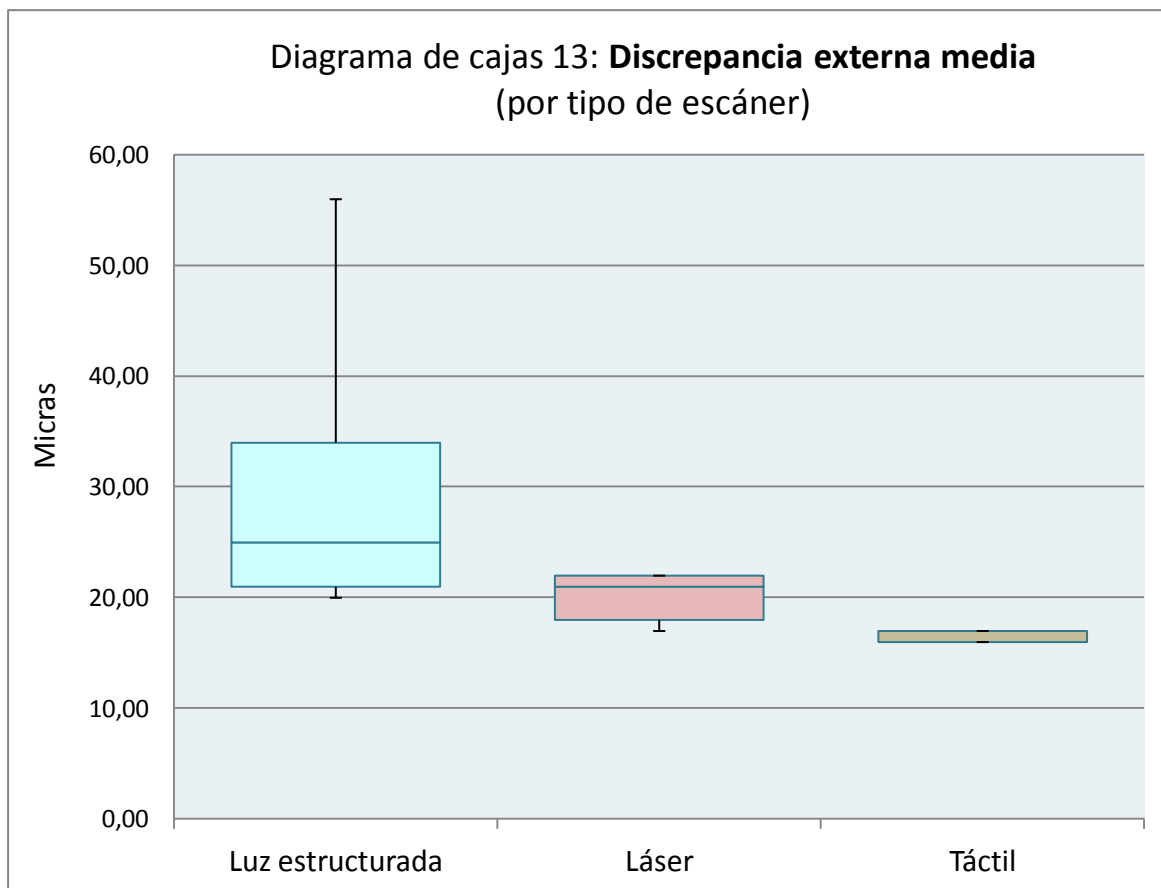
Tabla 12: Estadística descriptiva de los datos de los **escáneres táctiles** en conjunto

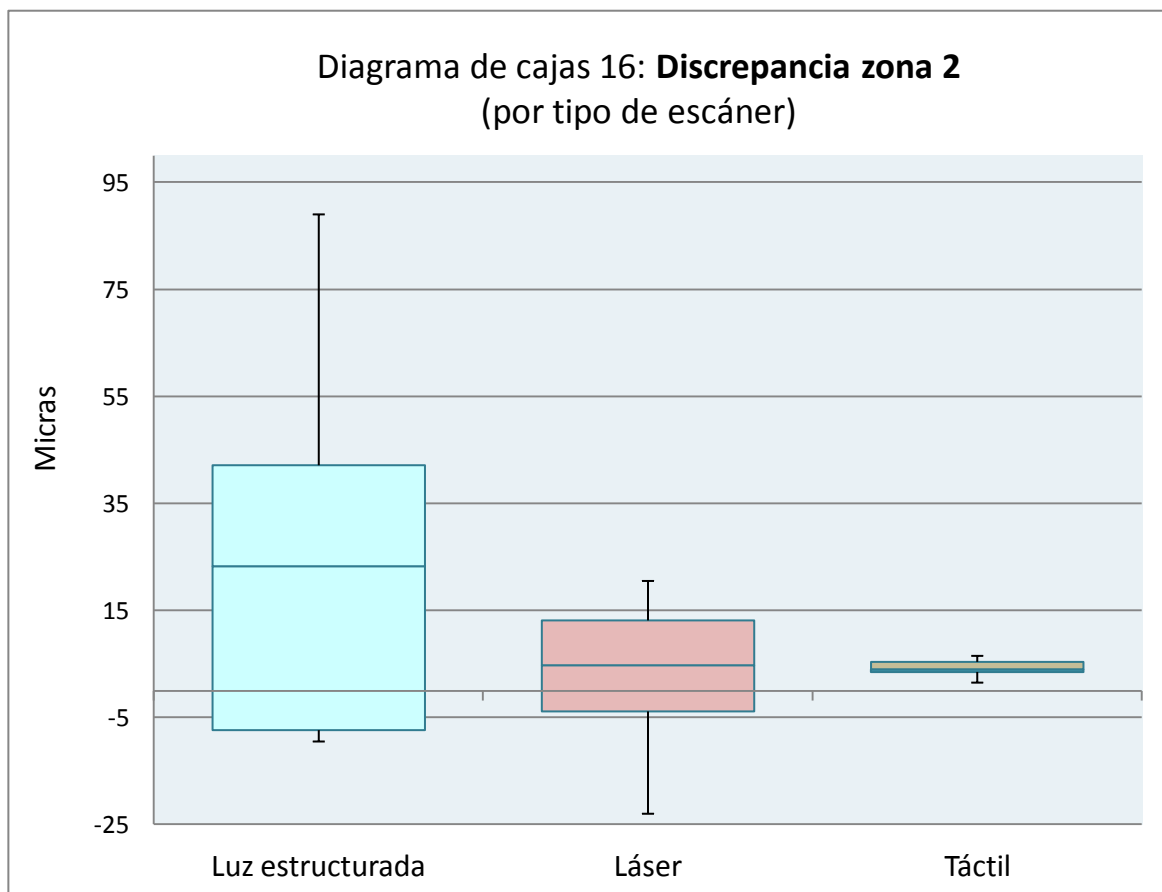
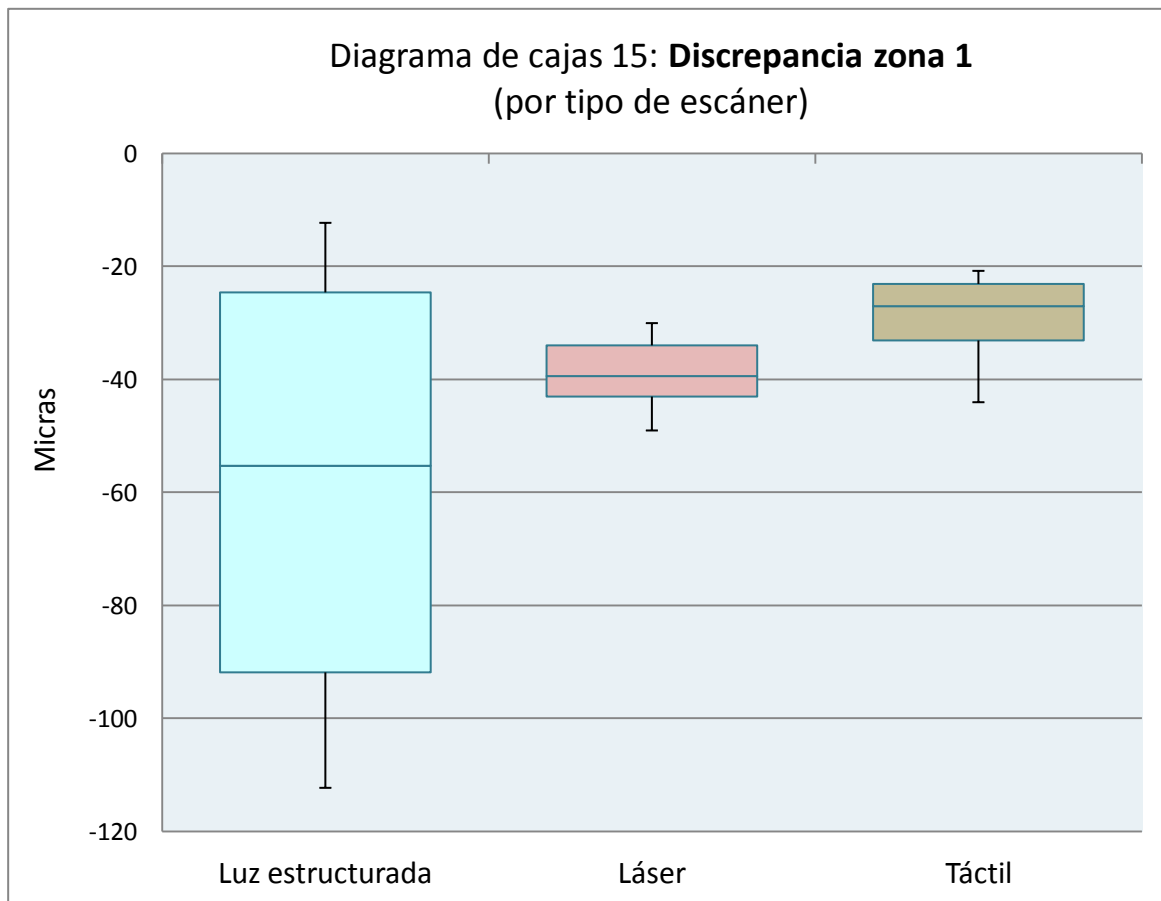
Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
<b>Resolución (puntos/mm<sup>2</sup>)</b>	216,44	216,44	0,60	215,72	217,43
<b>Discrepancia promedio (μm)</b>	37,1	37,1	0,3	36,8	37,7
<b>Precisión (DE) (μm)</b>	43,8	43,8	0,4	43,0	44,0
<b>Discrepancia ext media (μm)</b>	16,6	16,6	0,5	16,0	17,0
<b>Discrepancia int media (μm)</b>	-48,3	48,3	0,5	-49,0	-48,0
<b>Discrepancia zona 1 (μm)</b>	-28,9	28,9	7,5	-44,0	-20,8
<b>Discrepancia zona 2 (μm)</b>	4,3	4,3	1,5	1,5	6,5
<b>Discrepancia zona 3 (μm)</b>	9,5	9,5	0,7	8,5	11,0
<b>Discrepancia zona 4 (μm)</b>	-75,8	87,5	72,0	-173,5	32,0
<b>Discrepancia zona 5 (μm)</b>	31,0	31,0	01,2	29,0	33,0

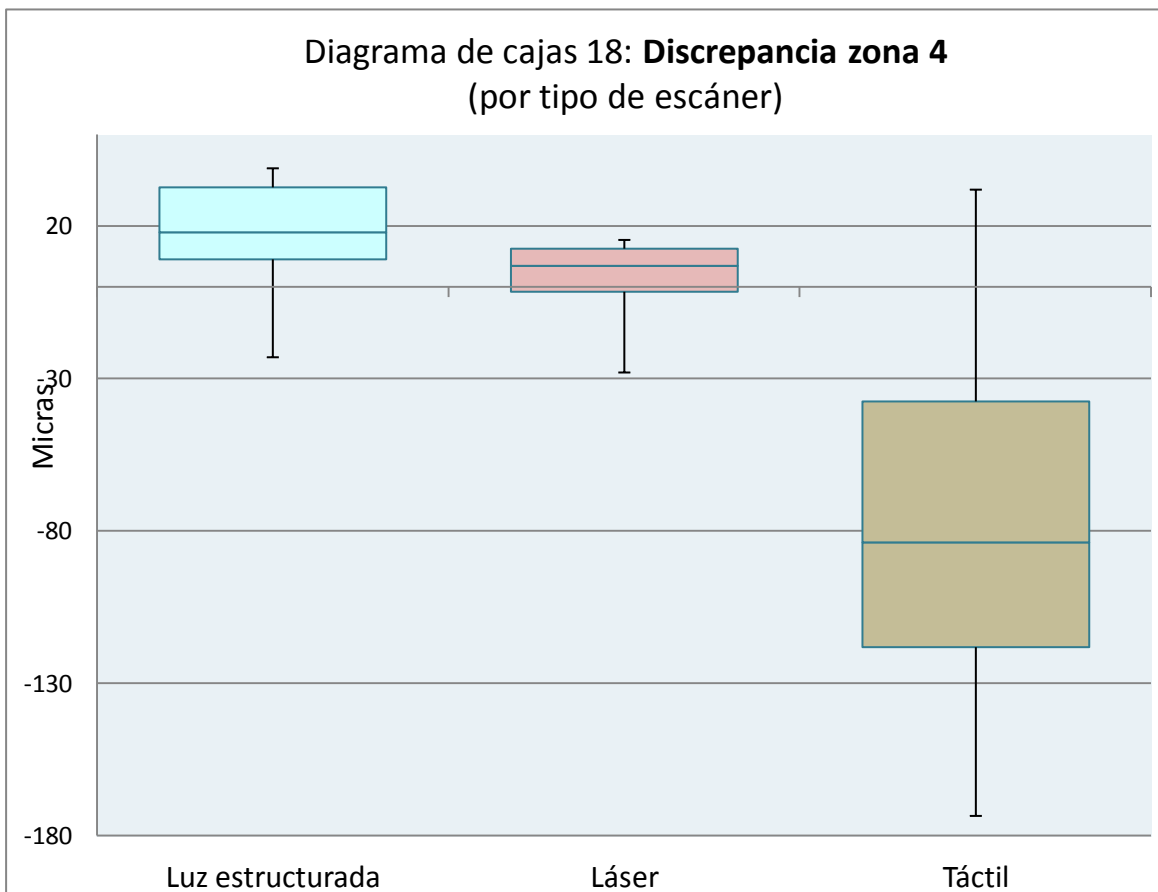
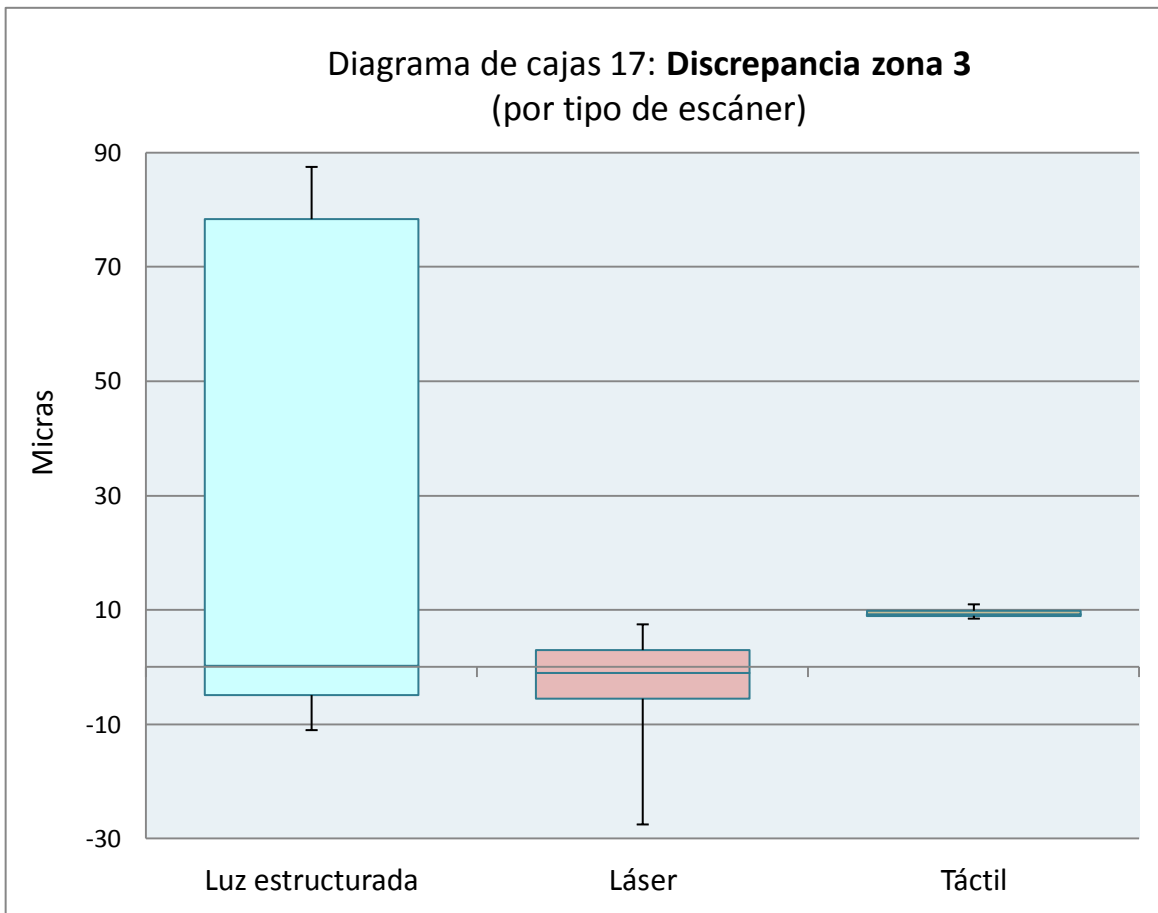
A continuación se muestran los diagramas de cajas para cada una de las variables en función del tipo de escáner:

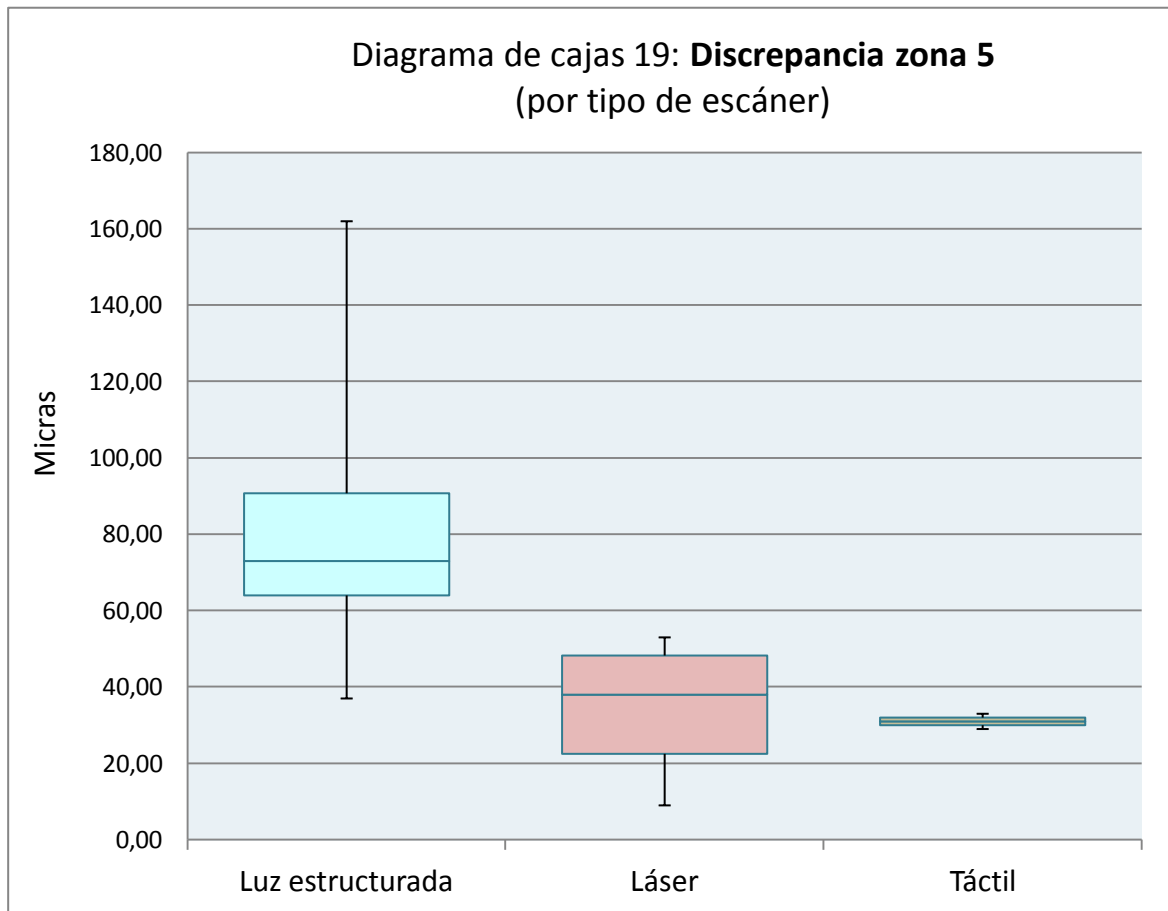












## 5.3 Cortes virtuales

A continuación se muestra un corte virtual de cada escáner, de los diez realizados con cada uno. El resto de imágenes de cortes virtuales se puede encontrar en el CD adjunto a esta memoria.

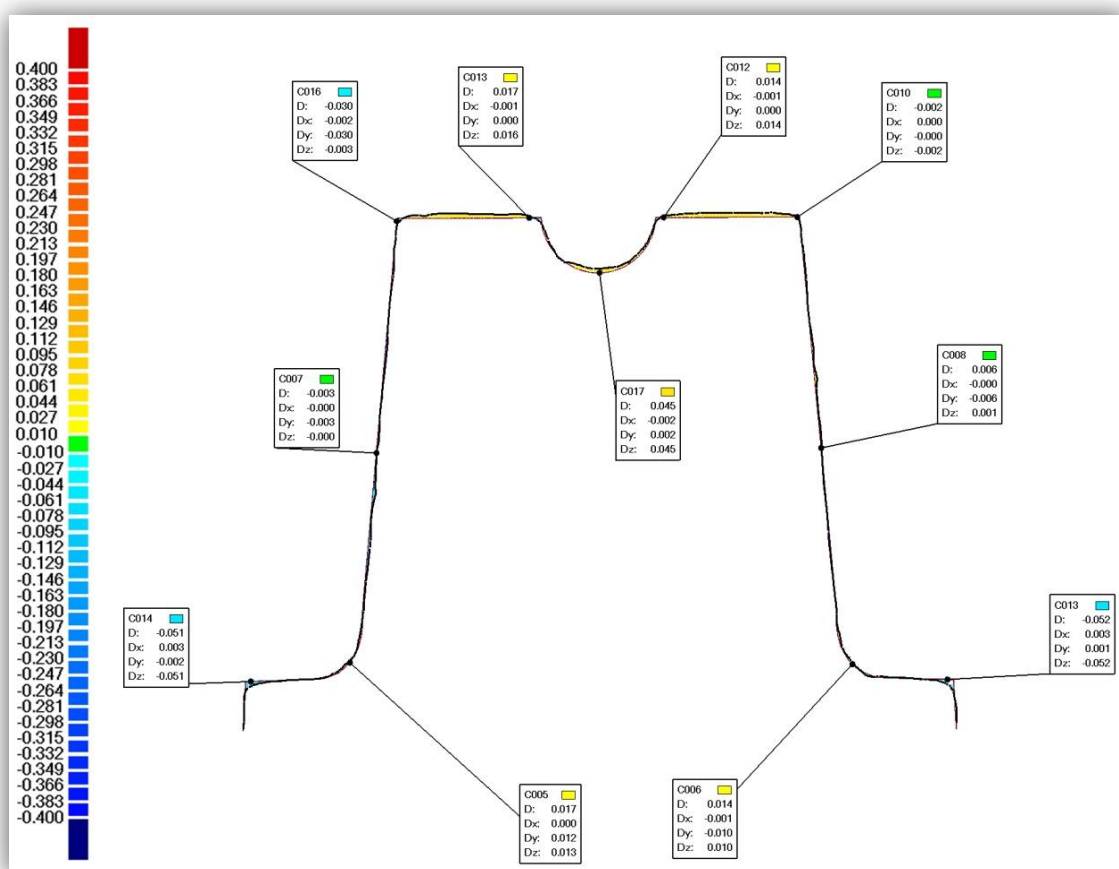


Figura 60: Corte virtual de 3Shape (mm).

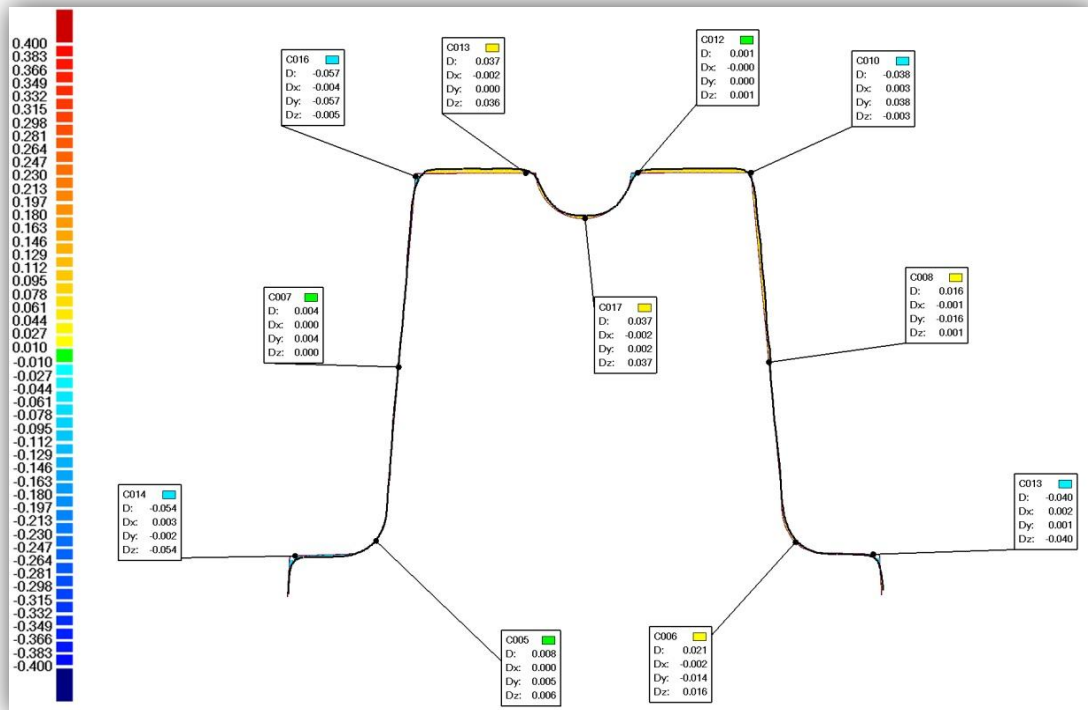


Figura 61: Corte virtual de Imetric (mm).

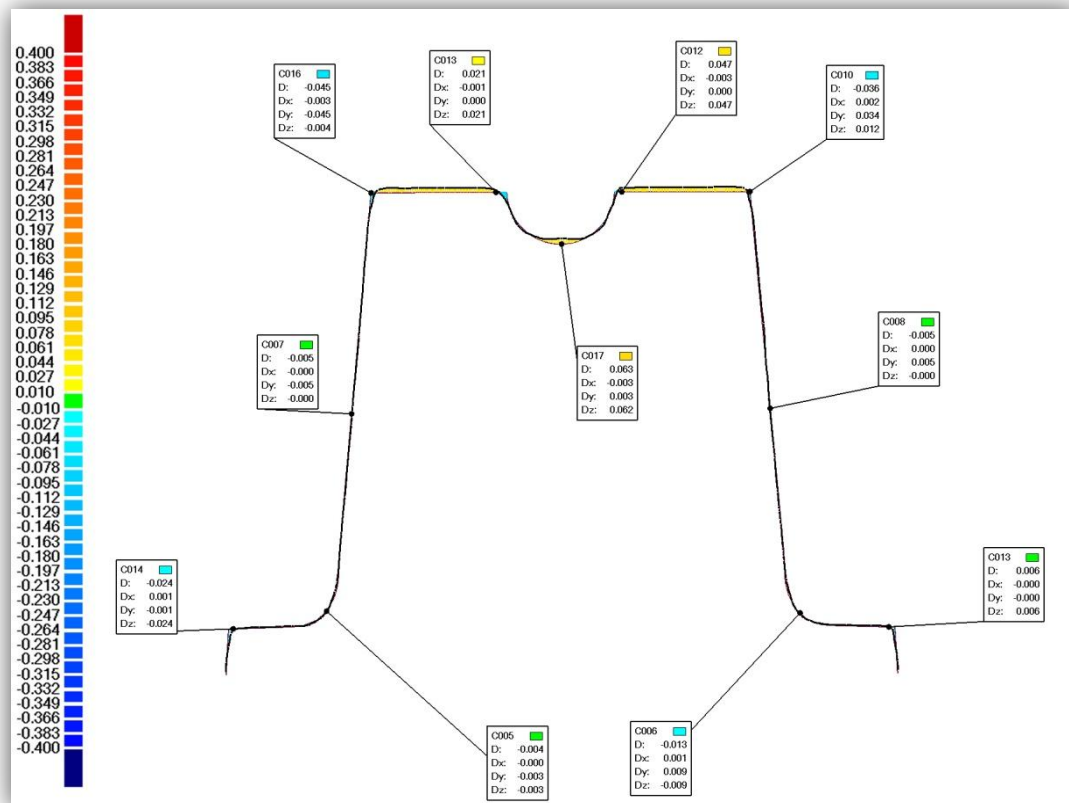


Figura 62: Corte virtual de Lava Scan (mm).

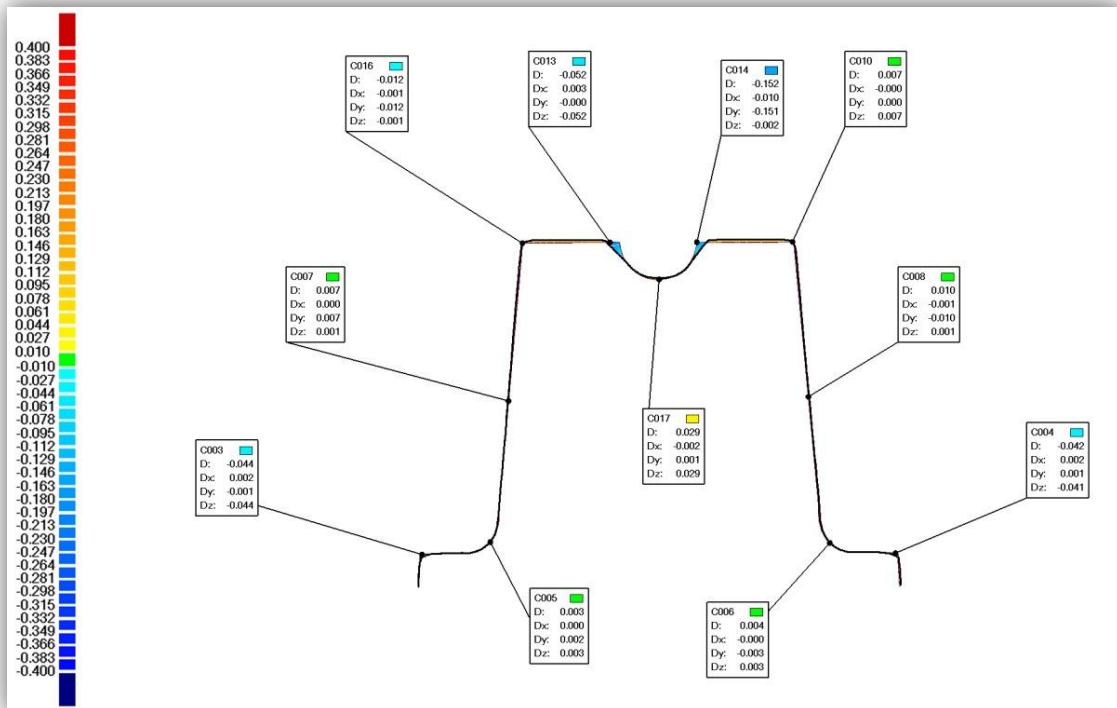


Figura 63: Corte virtual de Renishaw (mm).

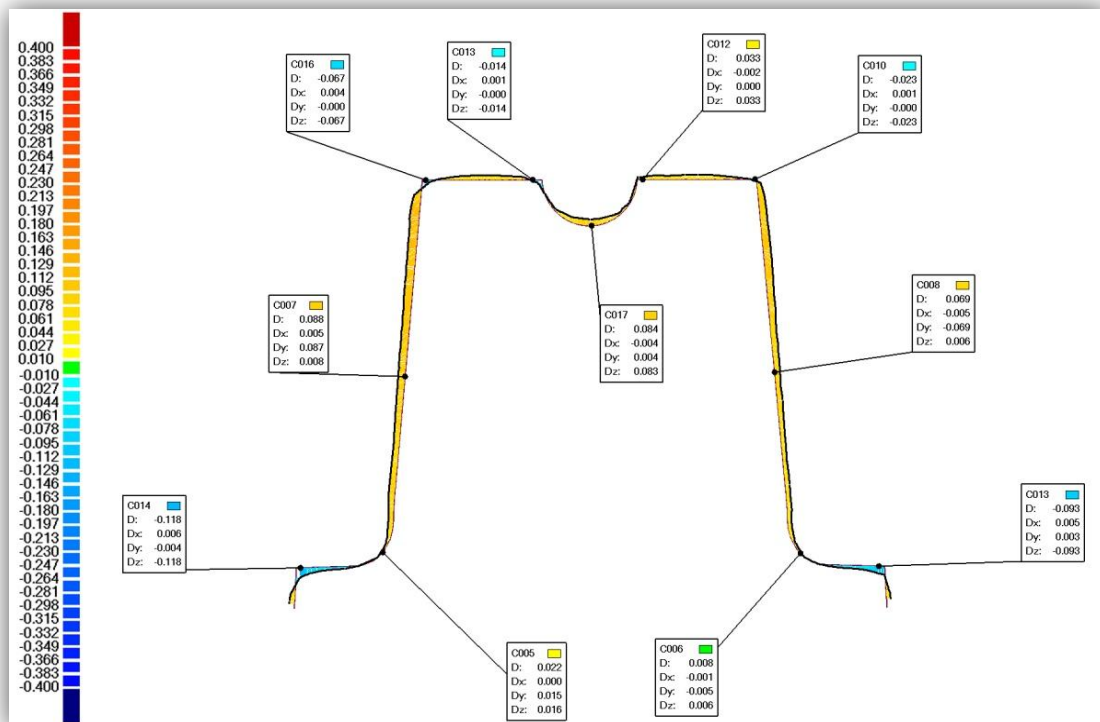


Figura 64: Corte virtual de Smart Optics (mm).

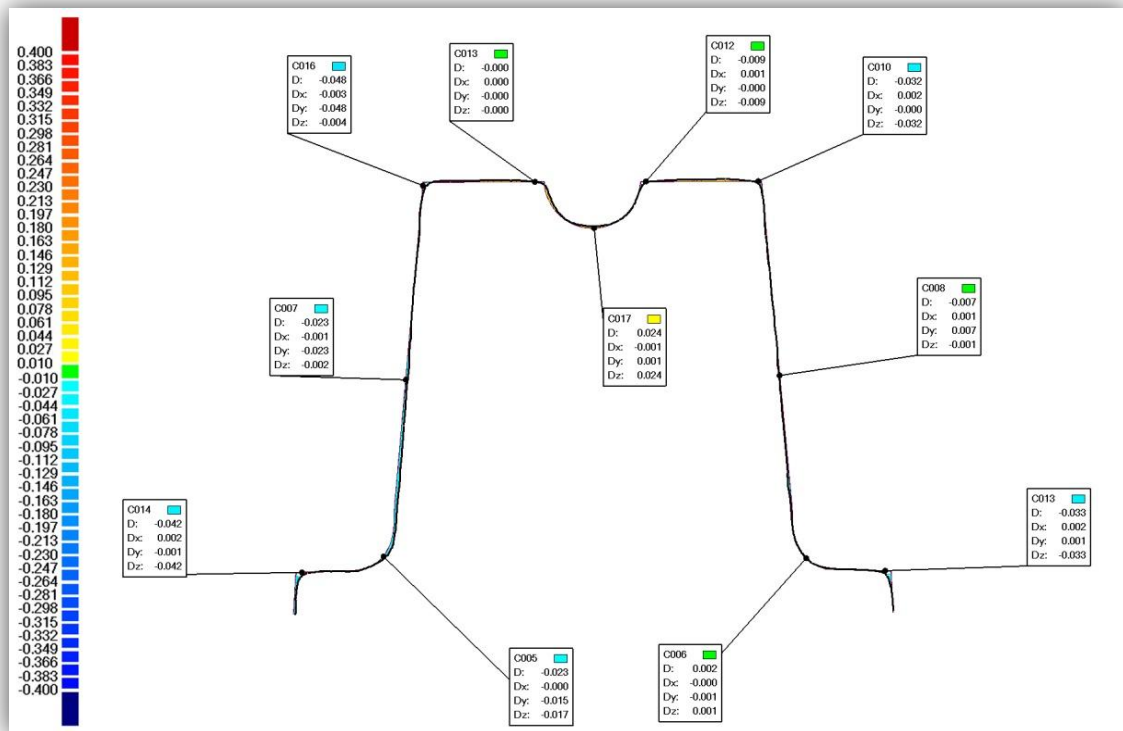


Figura 65: Corte virtual de Zeno Scan (mm).

## 5.4 Pruebas de normalidad para las diferentes variables y escáneres

Tabla 13: Prueba de **Kolmogorov-Smirnov**

Escáner	Resolución	Disc promedio	Precisión (DE)	Disc ext media	Disc int media	Disc zona 1	Disc zona 2	Disc zona 3	Disc zona 4	Disc zona 5
<b>3Shape</b>	0,002	0,746	0,000	0,000	0,012	0,331	0,923	0,087	0,260	0,254
<b>Imetric</b>	0,129	0,387	0,089	0,000	0,073	0,483	0,010	0,000	0,645	0,310
<b>Lava Scan</b>	0,013	0,338	0,000	0,000	0,000	0,578	0,055	0,025	0,497	0,016
<b>Renishaw</b>	0,419	0,048	0,000	0,000	0,000	0,258	0,872	0,205	0,574	0,550
<b>Smart Optics</b>	0,147	0,351	0,475	0,047	0,319	0,739	0,746	0,797	0,924	0,137
<b>Zeno Scan</b>	0,689	0,247	0,556	0,029	0,967	0,751	0,305	0,255	0,119	0,770
<b>Las celdas marcadas en rojo indican desviación de la normalidad</b>										

## 5.5 Análisis comparativo de las distintas variables con test no paramétricos

Seguidamente se muestran las comparaciones entre los seis escáneres y también entre los tres tipos de escáner para todas las variables.

Tabla 14: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **resolución** (según escáner)

Escáner	Media (puntos /mm <sup>2</sup> )	p-valor de las diferencias					
		Lava Scan	Renishaw	3Shape	Imetric	Zeno Scan	Smart Optics
<b>Lava Scan</b>	299,83	1,000	0,200	0,010	0,000	0,000	0,000
<b>Renishaw</b>	216,44	0,200	1,000	0,200	0,010	0,000	0,000
<b>3Shape</b>	96,96	0,010	0,200	1,000	0,200	0,010	0,000
<b>Imetric</b>	85,50	0,000	0,010	0,200	1,000	0,200	0,010
<b>Zeno Scan</b>	70,54	0,000	0,000	0,010	0,200	1,000	0,200
<b>Smart Optics</b>	34,29	0,000	0,000	0,000	0,010	0,200	1,000

Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas

Tabla 15: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **resolución** (según tipo de escáner)

Tipo de escáner	Media (ptos/mm <sup>2</sup> )	p-valor de las diferencias		
		Táctil	Luz estructurada	Láser
<b>Táctil</b>	216,44	1,000	0,009	0,003
<b>Luz estructurada</b>	139,88	0,009	1,000	0,509
<b>Láser</b>	83,75	0,003	0,509	1,000

Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas

Tabla 16: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **exactitud** (discrepancia promedio) (según escáner)

Escáner	Media (μm)	p-valor de las diferencias					
		Zeno Scan	Smart Optics	Renishaw	3Shape	Imetric	Lava Scan
<b>Zeno Scan</b>	29,0	1,000	0,405	0,052	0,000	0,000	0,000
<b>Smart Optics</b>	35,7	0,405	1,000	0,265	0,003	0,000	0,000
<b>Renishaw</b>	37,1	0,052	0,265	1,000	0,056	0,010	0,000
<b>3Shape</b>	42,1	0,000	0,003	0,056	1,000	0,514	0,039
<b>Imetric</b>	43,2	0,000	0,000	0,010	0,514	1,000	0,159
<b>Lava Scan</b>	46,0	0,000	0,000	0,000	0,039	0,159	1,000
Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas							

Tabla 17: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **exactitud** (discrepancia promedio) (según tipo de escáner)

Tipo de escáner	Media (μm)	p-valor de las diferencias		
		Láser	Táctil	Luz estructurada
<b>Láser</b>	35,5	1,000	0,982	0,005
<b>Táctil</b>	37,1	0,982	1,000	0,027
<b>Luz estructurada</b>	41,6	0,005	0,027	1,000
Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas				

Tabla 18: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **precisión** (desviación estándar) (según escáner)

Escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	p-valor de las diferencias					
		Zeno Scan	Renishaw	Smart Optics	3Shape	Imetric	Lava Scan
<b>Zeno Scan</b>	37,5	1,000	0,073	0,052	0,000	0,000	0,000
<b>Renishaw</b>	43,8	0,073	1,000	0,878	0,047	0,000	0,000
<b>Smart Optics</b>	44,0	0,052	0,878	1,000	0,067	0,000	0,000
<b>3Shape</b>	46,6	0,000	0,047	0,067	1,000	0,091	0,033
<b>Imetric</b>	50,2	0,000	0,000	0,000	0,091	1,000	0,654
<b>Lava Scan</b>	50,6	0,000	0,000	0,000	0,033	0,654	1,000

Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas

Tabla 19: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **precisión** (desviación estándar) (según tipo de escáner)

Tipo de escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	p-valor de las diferencias		
		Láser	Táctil	Luz estructurada
<b>Láser</b>	42,1	1,000	0,912	0,000
<b>Táctil</b>	43,8	0,912	1,000	0,001
<b>Luz estructurada</b>	48,3	0,000	0,001	1,000

Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas

Tabla 20: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **discrepancia externa media** (según escáner)

Escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	p-valor de las diferencias					
		Renishaw	Zeno Scan	Lava Scan	3Shape	Imetric	Smart Optics
<b>Renishaw</b>	16,6	1,000	0,152	0,012	0,000	0,000	0,000
<b>Zeno Scan</b>	18,7	0,152	1,000	0,282	0,031	0,000	0,000
<b>Lava Scan</b>	20,7	0,012	0,282	1,000	0,282	0,007	0,000
<b>3Shape</b>	21,7	0,000	0,031	0,282	1,000	0,104	0,008
<b>Imetric</b>	28,2	0,000	0,000	0,007	0,104	1,000	0,306
<b>Smart Optics</b>	35,3	0,000	0,000	0,000	0,008	0,306	1,000
Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas							

Tabla 21: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **discrepancia externa media** (según tipo de escáner)

Tipo de escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	p-valor de las diferencias		
		Táctil	Láser	Luz estructurada
<b>Táctil</b>	16,6	1,000	0,004	0,000
<b>Láser</b>	20,2	0,004	1,000	0,001
<b>Luz estructurada</b>	28,1	0,000	0,001	1,000
Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas				

Tabla 22: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **discrepancia interna media** (según escáner)

Escáner	Media (μm)	p-valor de las diferencias					
		Zeno Scan	Smart Optics	3Shape	Imetric	Renishaw	Lava Scan
<b>Zeno Scan</b>	-34,4	1,000	0,682	0,021	0,000	0,000	0,000
<b>Smart Optics</b>	-36,6	0,682	1,000	0,058	0,001	0,000	0,000
<b>3Shape</b>	-45,2	0,021	0,058	1,000	0,175	0,052	0,000
<b>Imetric</b>	-47,2	0,000	0,001	0,175	1,000	0,556	0,021
<b>Renishaw</b>	-48,3	0,000	0,000	0,052	0,556	1,000	0,086
<b>Lava Scan</b>	-57,4	0,000	0,000	0,000	0,021	0,086	1,000
Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas							

Tabla 23: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **discrepancia interna media** (según tipo de escáner)

Tipo de escáner	Media (μm)	p-valor de las diferencias		
		Láser	Luz estructurada	Táctil
<b>Láser</b>	-39,8	1,000	0,001	0,000
<b>Luz estructurada</b>	-47,1	0,001	1,000	0,268
<b>Táctil</b>	-48,3	0,000	0,268	1,000
Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas				

## 5.6. Análisis estadístico de las zonas de los cortes virtuales

### 5.6.1 Comparación entre las distintas zonas observadas para cada escáner

En la siguiente tabla se muestra el p-valor obtenido mediante la prueba de rangos signados de Wilcoxon para todas las comparaciones posibles entre las zonas estudiadas: zona 1 con zona 2, zona 1 con zona 3, etc.

Tabla 24: Prueba de rangos signados de Wilcoxon para la **comparación entre zonas** del corte virtual (p-valor)

	3Shape	Imetric	Lava Scan	Renishaw	Smart Optics	Zeno Scan
Dif 1-2	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02
Dif 1-3	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02
Dif 1-4	0,02	0,02	0,02	0,645	0,02	0,02
Dif 1-5	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02
Dif 2-3	0,02	0,02	0,02	0,078	0,02	1
Dif 2-4	1	0,039	0,02	0,098	0,098	10
Dif 2-5	0,02	0,273	0,02	0,02	0,02	0,02
Dif 3-4	0,02	0,84	0,02	0,098	0,02	6,953
Dif 3-5	0,02	0,059	0,02	0,02	0,371	0,02
Dif 4-5	0,02	0,02	0,02	0,039	0,02	0,02
Se muestra en rojo los valores estadísticamente significativos ( $p \leq 0.05$ )						

## 5.6.2 Comparación entre escáneres de las distintas zonas

A continuación se muestran los resultados de la prueba de Kruskal-Wallis para la comparación entre escáneres individuales y entre tipos de escáner según la zona estudiada del corte virtual.

Tabla 25: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **discrepancia zona 1** (según escáner)

Escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	Rango promedio	p-valor de las diferencias					
			Lava Scan	Renishaw	3Shape	Zeno Scan	Imetric	Smart Optics
<b>Lava Scan</b>	21,1	7,7	1,000	0,279	0,004	0,004	0,000	0,000
<b>Renishaw</b>	28,9	16,1	0,279	1,000	0,077	0,076	0,000	0,000
<b>3Shape</b>	39,1	29,9	0,004	0,077	1,000	0,995	0,073	0,001
<b>Zeno Scan</b>	39,4	30,0	0,004	0,076	0,995	1,000	0,074	0,001
<b>Imetric</b>	54,0	43,9	0,000	0,000	0,073	0,074	1,000	0,137
<b>Smart Optics</b>	97,2	55,5	0,000	0,000	0,001	0,001	0,137	1,000

Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas

Tabla 26: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **discrepancia zona 1** (según tipo de escáner)

Tipo de escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	p-valor de las diferencias		
		Táctil	Láser	Luz estructurada
<b>Táctil</b>	28,9	1,000	0,041	0,002
<b>Láser</b>	39,2	0,041	1,000	0,253
<b>Luz estructurada</b>	57,4	0,002	0,253	1,000

Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas

Tabla 27: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **discrepancia zona 2** (según escáner)

Escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	Rango promedio	p-valor de las diferencias					
			Renishaw	Zeno Scan	Lava Scan	3Shape	Smart Optics	Imetric
<b>Renishaw</b>	4,3	10,0	1,000	0,334	0,099	0,003	0,000	0,000
<b>Zeno Scan</b>	7,0	17,5	0,334	1,000	0,493	0,046	0,000	0,000
<b>Lava Scan</b>	7,9	22,9	0,099	0,493	1,000	0,189	0,003	0,000
<b>3Shape</b>	13,3	33,1	0,003	0,046	0,189	1,000	0,104	0,008
<b>Smart Optics</b>	26,2	45,8	0,000	0,000	0,003	0,104	1,000	0,306
<b>Imetric</b>	45,8	53,8	0,000	0,000	0,000	0,008	0,306	1,000
Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas								

Tabla 28: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **discrepancia zona 2** (según tipo de escáner)

Tipo de escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	p-valor de las diferencias		
		Táctil	Láser	Luz estructurada
<b>Táctil</b>	4,3	1,000	0,023	0,000
<b>Láser</b>	10,1	0,023	1,000	0,002
<b>Luz estructurada</b>	26,6	0,000	0,002	1,000
Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas				

Tabla 29: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **discrepancia zona 3** (según escáner)

Escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	Rango promedio	p-valor de las diferencias					
			3Shape	Lava Scan	Imetric	Zeno Scan	Renishaw	Smart Optics
<b>3Shape</b>	2,7	12,1	1,000	0,165	0,163	0,012	0,001	0,000
<b>Lava Scan</b>	5,4	23,0	0,165	1,000	0,995	0,260	0,045	0,000
<b>Imetric</b>	12,6	23,0	0,163	0,995	1,000	0,263	0,046	0,000
<b>Zeno Scan</b>	12,0	31,8	0,012	0,260	0,263	1,000	0,380	0,003
<b>Renishaw</b>	9,5	38,6	0,001	0,045	0,046	0,380	1,000	0,041
<b>Smart Optics</b>	79,6	54,6	0,000	0,000	0,000	0,003	0,041	1,000
Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas								

Tabla 30: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **discrepancia zona 3** (según tipo de escáner)

Tipo de escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	p-valor de las diferencias		
		Láser	Luz estructurada	Táctil
<b>Láser</b>	7,3	1,000	0,021	0,014
<b>Luz estructurada</b>	32,5	0,021	1,000	0,425
<b>Táctil</b>	9,5	0,014	0,425	1,000
Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas				

Tabla 31: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **discrepancia zona 4** (según escáner)

Escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	Rango promedio	p-valor de las diferencias					
			Zeno Scan	Imetric	Smart Optics	3Shape	Lava Scan	Renishaw
<b>Zeno Scan</b>	7,6	13,4	1,000	0,244	0,200	0,175	0,000	0,000
<b>Imetric</b>	12,0	22,5	0,244	1,000	0,908	0,848	0,002	0,000
<b>Smart Optics</b>	14,0	23,4	0,200	0,908	1,000	0,939	0,003	0,000
<b>3Shape</b>	12,5	24,0	0,175	0,848	0,939	1,000	0,004	0,000
<b>Lava Scan</b>	33,9	46,7	0,000	0,002	0,003	0,004	1,000	0,420
<b>Renishaw</b>	87,5	53,0	0,000	0,000	0,000	0,000	0,420	1,000
Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas								

Tabla 32: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **discrepancia zona 4** (según tipo de escáner)

Tipo de escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	p-valor de las diferencias		
		Láser	Luz estructurada	Táctil
<b>Láser</b>	10,1	1,000	0,016	0,000
<b>Luz estructurada</b>	19,9	0,016	1,000	0,001
<b>Táctil</b>	87,5	0,000	0,001	1,000
Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas				

Tabla 33: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **discrepancia zona 5** (según escáner)

Escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	Rango promedio	p-valor de las diferencias					
			Zeno Scan	Renishaw	3Shape	Lava Scan	Imetric	Smart Optics
<b>Zeno Scan</b>	20,6	6,5	1,000	0,300	0,009	0,000	0,000	0,000
<b>Renishaw</b>	31,0	14,6	0,300	1,000	0,115	0,002	0,000	0,000
<b>3Shape</b>	48,0	26,9	0,009	0,115	1,000	0,136	0,024	0,001
<b>Lava Scan</b>	63,7	38,5	0,000	0,002	0,136	1,000	0,442	0,081
<b>Imetric</b>	82,0	44,5	0,000	0,000	0,024	0,442	1,000	0,327
<b>Smart Optics</b>	89,6	52,2	0,000	0,000	0,001	0,081	0,327	1,000
Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas								

Tabla 34: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **discrepancia zona 5** (según tipo de escáner)

Tipo de escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	p-valor de las diferencias		
		Táctil	Láser	Luz estructurada
<b>Táctil</b>	31,0	1,000	0,756	0,000
<b>Láser</b>	34,3	0,756	1,000	0,000
<b>Luz estructurada</b>	78,4	0,000	0,000	1,000
Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas				

## 5.7 Pruebas de correlación

### 5.7.1 Correlación entre resolución y resto de variables sin distinguir escáner

En la siguiente tabla se muestra la correlación estadística encontrada entre la resolución y el resto de variables, tomando los datos de todos escáneres de forma conjunta.

Tabla 35: **Coefficiente de correlación de Spearman** entre la resolución y el resto de variables **sin distinguir escáner**.

Variable	Coefficiente	p valor
Discrepancia promedio	0,65666	<0,0001
Precisión (DE)	0,5123	<0,0001
Discrepancia externa media	-0,53869	<0,0001
Discrepancia interna media	-0,85304	<0,0001
Discrepancia zona 1	-0,82505	<0,0001
Discrepancia zona 2	-0,42993	0,0006
Discrepancia zona 3	-0,421	0,0008
Discrepancia zona 4	0,66991	<0,0001
Discrepancia zona 5	-0,16691	0,2024
Se muestra en rojo los valores estadísticamente significativos ( $p \leq 0.05$ )		

## 5.7.2 Correlación entre resolución y resto de variables por escáner

Tabla 36: **Coefficiente de correlación de Spearman** entre la resolución y el resto de variables para **3Shape**.

Variable	Coefficiente	p valor
Discrepancia promedio	0,16364	0,6515
Precisión (DE)	0,28427	0,4260
Discrepancia externa media	0,64578	<b>0,0437</b>
Discrepancia interna media	0,40225	0,2492
Discrepancia zona 1	-0,56364	0,0897
Discrepancia zona 2	-0,36970	0,2931
Discrepancia zona 3	0,22088	0,5397
Discrepancia zona 4	0,20374	0,5724
Discrepancia zona 5	0,16514	0,6484
Se muestra en rojo los valores estadísticamente significativos ( $p \leq 0.05$ )		

Tabla 37: **Coefficiente de correlación de Spearman** entre la resolución y el resto de variables para **Imetric**.

Variable	Coefficiente	p valor
Discrepancia promedio	-0,26061	0,4671
Precisión (DE)	-0,21409	0,5526
Discrepancia externa media	-0,36328	0,3022
Discrepancia interna media	-0,48944	0,1511
Discrepancia zona 1	-0,17576	0,6272
Discrepancia zona 2	0,04295	0,9062
Discrepancia zona 3	-0,29787	0,4032
Discrepancia zona 4	-0,15198	0,6751
Discrepancia zona 5	0,30909	0,3848
Se muestra en rojo los valores estadísticamente significativos ( $p \leq 0.05$ )		

Tabla 38: **Coefficiente de correlación de Spearman** entre la resolución y el resto de variables para **Lava Scan**.

Variable	Coefficiente	p valor
Discrepancia promedio	0,22424	0,5334
Precisión (DE)	0,56854	0,0864
Discrepancia externa media	0,34188	0,3336
Discrepancia interna media	-0,14213	0,6953
Discrepancia zona 1	-0,18788	0,6032
Discrepancia zona 2	0,48932	0,1512
Discrepancia zona 3	-0,15105	0,677
Discrepancia zona 4	-0,52727	0,1173
Discrepancia zona 5	-0,01907	0,9583
Se muestra en rojo los valores estadísticamente significativos ( $p \leq 0.05$ )		

Tabla 39: **Coefficiente de correlación de Spearman** entre la resolución y el resto de variables para **Renishaw**.

Variable	Coefficiente	p valor
Discrepancia promedio	-0,17576	0,6272
Precisión (DE)	0,34816	0,3242
Discrepancia externa media	-0,28427	0,426
Discrepancia interna media	0,03799	0,917
Discrepancia zona 1	0,07879	0,8287
Discrepancia zona 2	-0,17683	0,625
Discrepancia zona 3	0,19139	0,5963
Discrepancia zona 4	0,41818	0,2291
Discrepancia zona 5	-0,47371	0,1667
Se muestra en rojo los valores estadísticamente significativos ( $p \leq 0.05$ )		

Tabla 40: **Coefficiente de correlación de Spearman** entre la resolución y el resto de variables para **Smart Optics**.

Variable	Coefficiente	p valor
Discrepancia promedio	-0,22493	0,5321
Precisión (DE)	-0,54047	0,1068
Discrepancia externa media	-0,27821	0,4364
Discrepancia interna media	0,67306	0,0329
Discrepancia zona 1	-0,29787	0,4032
Discrepancia zona 2	-0,0304	0,9336
Discrepancia zona 3	-0,47417	0,1662
Discrepancia zona 4	-0,01824	0,9601
Discrepancia zona 5	0,15291	0,6732
Se muestra en rojo los valores estadísticamente significativos ( $p \leq 0.05$ )		

Tabla 41: **Coefficiente de correlación de Spearman** entre la resolución y el resto de variables para **Zeno Scan**.

Variable	Coefficiente	p valor
Discrepancia promedio	-0,2121	0,5563
Precisión (DE)	-0,0489	0,8932
Discrepancia externa media	0,13624	0,7075
Discrepancia interna media	0,07295	0,8413
Discrepancia zona 1	0,30909	0,3848
Discrepancia zona 2	0,26061	0,4671
Discrepancia zona 3	0,22493	0,5321
Discrepancia zona 4	0,66465	0,036
Discrepancia zona 5	-0,06098	0,8671
Se muestra en rojo los valores estadísticamente significativos ( $p \leq 0.05$ )		

## 6. DISCUSIÓN

---

La tecnología CAD/CAM en odontología parece destinada a desplazar protocolos y procedimientos que han estado vigentes durante muchos años, como las técnicas de impresión convencionales y la tecnología de colado.

Un primer paso en este sentido lo ha supuesto la digitalización de los modelos maestros de los pacientes, previa a su manipulación virtual y posterior conversión en piezas protésicas fresadas. En este sentido, los escáneres extraorales han demostrado ser un importante elemento en lo que se ha dado en llamar el flujo digital. Este trabajo ha estudiado el comportamiento de 6 escáneres extraorales de uso frecuente en los laboratorios dentales con el principal objetivo de conocer si los resultados logrados por los mismos están dentro de unos estándares de calidad similares y suficientes.

## 6.1 SOBRE EL MATERIAL Y MÉTODO

A la hora de diseñar el estudio se escogió una forma para el modelo maestro que tuviera una topografía representativa de las distintas formas que puede presentar un diente tallado o un encerado. Por esta razón, se diseñó con zonas que fueran desde contornos suaves, como lo que se ha venido a llamar en este estudio zona 2 y zona 3, hasta ángulos más agudos y zonas de más difícil acceso para el escáner, como las zonas 1, 4 y 5.

No es lo ideal que un muñón tallado tenga zonas con ángulos tan agudos, con la excepción quizá del margen de una preparación dentaria, pero al diseñar el modelo maestro de esta manera, se pretendió precisamente evaluar de la manera más exigente posible a los escáneres extraorales, para poder estudiar su comportamiento también en condiciones límite.

Por lo demás, el modelo maestro se diseñó con una convergencia oclusal de  $5^\circ$ , que está dentro del rango de  $2.5^\circ$  a  $6.5^\circ$  recomendado por Shillinburg<sup>115</sup>, y una forma parecida a la preparación estándar de un premolar superior.

El material elegido para dicho modelo maestro fue el **PEEK** por tres razones fundamentales. En primer lugar, sus propiedades mecánicas (ver anexo 2) le hacen muy estable dimensionalmente, modificándose muy poco con los cambios de temperatura. 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. Esta estabilidad dimensional y su resistencia al desgaste hicieron que el modelo maestro se mantuviera inalterado durante este estudio.

En segundo lugar, es un material que se fresa fácilmente, lo que facilitó su confección.

Por último, posee un color neutro con un valor alto (es de color claro), similar al de la escayola piedra mejorada, y un brillo de superficie adecuados para la medición por parte de escáneres ópticos.

Otros materiales que se probaron antes de realizar este estudio, como el Delrin® (Polioximetileno - POM) o el óxido de zirconio estabilizado con ytrio presentaban unas características desfavorables de reflexión de la luz en su superficie, generando brillos en los escaneados. Por esta misma razón, aunque existen estudios con modelos maestros metálicos<sup>116</sup> no se recomienda su utilización<sup>104</sup>.

La utilización de un material brillante hubiera hecho necesario utilizar espráys para eliminar los brillos, que podrían haber añadido grosor al modelo maestro. Eso lo hubiera desvirtuado<sup>13, 114, 117, 118</sup> y habría sumado, por tanto, una variable adicional fuera del objeto del estudio, que era analizar la exactitud y la precisión de los escáneres, pero de ningún factor más. Este incremento de grosor está descrito que puede llegar a las 13-25  $\mu\text{m}$ <sup>114</sup>.

En cuanto a los escáneres seleccionados para ser analizados en el estudio, se determinó que hubiera al menos un representante de cada una de las tecnologías existentes. Esto es: **proyección de franjas de luz, láser y táctil**. Dentro del tipo de

escáneres de franjas de luz, los tres que se escogieron fueron de luz blanca, no habiendo en el estudio ninguno de luz azul o verde (los otros dos tipos existentes en el mercado). Aunque esto hubiera sido indudablemente interesante, sólo se tenía conocimiento de uno de cada tipo (Sirona inEos de luz azul y Zfx Evolution de luz verde) y no fue posible acceder a ellos para este estudio. Por lo demás, el criterio que se utilizó fue escoger los escáneres más conocidos y utilizados del mercado.

En relación con el **tamaño de la muestra**, previo al comienzo del estudio se realizó un primer estudio piloto destinado a optimizar el número de muestras en función de los recursos económicos disponibles y la posibilidad de encontrar resultados estadísticos consistentes. En este sentido, 10 escaneados por sistema de escaneado fueron considerados suficientes. A pesar de los resultados de falta de normalidad en algunos de los grupos observados mediante la prueba de Kolmogorov Smirnov, se procedió de manera simultánea a la realización de pruebas paramétricas (ver anexos 4 y 5) y no paramétricas observando que a pesar de la vulneración de condiciones de las pruebas paramétricas, los resultados coincidían con las no paramétricas. Por dicha razón no se consideró necesario aumentar la muestra.

Con respecto a la elección de la herramienta destinada a obtener los valores de referencia del modelo maestro, se determinó la utilización de una **máquina de medición por coordenadas** (CMM). Dicha aparatología está reconocida dentro de los recursos metrológicos como el más preciso para la verificación de medidas de sólidos 3D. Otras tecnologías utilizadas están basadas en la microtomografía<sup>2, 63</sup>, pero las CMMs son la referencia en cuanto a exactitud. Sin embargo, no todo son ventajas en esta tecnología, teniendo como principal desventaja que a pesar de que las CMMs son altamente precisas, son más lentas comparadas con otros sistemas a la hora de medir la superficie de un objeto<sup>102, 103, 119</sup>, aunque esta no era una desventaja relevante para el presente estudio. Existen antecedentes en la literatura sobre su utilización como referencia en odontología<sup>105, 107, 111</sup>.

El error máximo que según la norma ISO 10360-2 tiene la CMM utilizada (ver anexo 8) se puede considerar despreciable para el objeto de este estudio (1.52 - 1.7  $\mu\text{m}$ ). Por ello se puede asumir que el modelo de referencia CAD (MRC) es un fiel reflejo de la realidad del modelo maestro. El concepto y el término de MRC ya ha sido utilizado en varias publicaciones<sup>28, 56, 108, 114</sup>. Lograr un MRC tan exacto hace que las comparaciones entre MRC y escaneados sean válidas, como si se estuviese comparando directamente el modelo maestro con los escaneados.

Por otro lado, el radio de la punta palpadora de rubí (0.5 mm) de la CMM utilizada, fue menor que el radio de la curvatura del hombro y la acanaladura del modelo maestro (0.6 mm), por lo que se pudo leer su superficie adecuadamente.

El programa utilizado para la comparación entre el MRC y los escaneados, **Geomagic Qualify 12.1.2**, es un software propiedad de Geomagic® de uso frecuente en ingeniería inversa, que es la disciplina que se encarga de la comparación del diseño CAD de piezas mecánicas con la pieza física que se ha fabricado para ver los errores introducidos durante la fabricación, como parte del proceso de control de calidad. Por ello se ajustaba muy bien a las necesidades de este estudio. Existen antecedentes de su utilización en estudios de odontología<sup>54, 112, 120, 121</sup>.

Dentro de las posibilidades que ofrece el software Geomagic, se utilizó el algoritmo “**best-fit alignment**” en el análisis de los archivos STL obtenidos de cada escáner. Dicho algoritmo alinea matemáticamente dos modelos CAD de forma perfecta, analizando todas las posibles orientaciones entre ambos y viendo cual es la que menos discrepancia supone. Se ha utilizado en diversas publicaciones sobre exactitud y/o precisión de procesos CAD/CAM en odontología<sup>56, 66, 105, 108, 114, 119, 122</sup>. En el presente estudio se alineó el MRC y cada uno de los sucesivos escaneados. Ello generó zonas en las que los STL de los escaneados quedaron por fuera del MRC (valores de discrepancia positivos) y zonas en las que quedaron por dentro (valores negativos). Esto es una manera de enfocar el análisis del desajuste de una estructura CAD/CAM distinta de cuando se fabrica y se coloca sobre un muñón. Cuando se llega a

fabricar una estructura del tipo que sea, existe el problema de si se ha situado correctamente sobre el muñón sobre el que va a ser cementada. Con el alineamiento virtual esto no sucede. Por otro lado, toda la discrepancia observada con una estructura tiene signo positivo; esto es, la estructura siempre queda por fuera del muñón, por lo que es más difícil averiguar cuál es la fuente de desajuste. Si un punto de la estructura entra en contacto antes que los demás con el muñón, hace que el resto de la estructura no asiente más, lo que puede generar valores de desajuste altos en zonas que en realidad tienen un desajuste bajo.

Al hacer un alineamiento virtual con “best-fit” se puede observar exactamente qué puntos presentan más desajuste de por sí y sacar más conclusiones.

La potencial desventaja que puede presentar el “best-fit” es que, al buscar la relación entre ambos archivos que tenga menor desajuste, una discrepancia de una zona concreta puede quedar disimulada a costa de distribuirla de manera media por el resto del STL. Ello podría camuflar un error sistemático de medida de zonas concretas<sup>108</sup>.

Por otro lado, la razón por la que se cortaron sistemáticamente todos los STLs por debajo de un plano situado a 0.5 mm del margen de la preparación fue para poder comparar la misma área en todos ellos. Al no poseer los STLs el mismo límite externo, de no haberlo hecho así la comparación no hubiera sido posible. Con este paso se homogenizaron los bordes de todos los STLs, permitiendo su comparación<sup>108</sup>.

En cuanto a las variables estudiadas, se consideró de interés el estudio de la variable **resolución**, porque indirectamente puede tener relación con la exactitud de un escáner, sobre todo en determinadas zonas. Esto queda avalado por varias publicaciones<sup>13, 56, 102, 106-108</sup>.

Esto es así porque un escáner no mide la superficie de forma continua, sino que genera una nube de puntos y posteriormente recompone el objeto a partir de un procedimiento de “interpolación”. Es decir, hace una aproximación probable de lo que hay entre ellos. En la práctica supone que en una zona de curvatura muy cerrada del modelo escaneado (por ejemplo la línea de terminación del tallado), el software va a unir los puntos con los que cuenta, quedando el modelo virtual por dentro del ángulo vivo del modelo físico. Cuanto mayor sea el número de puntos en esa zona, menos error introducirá el software.

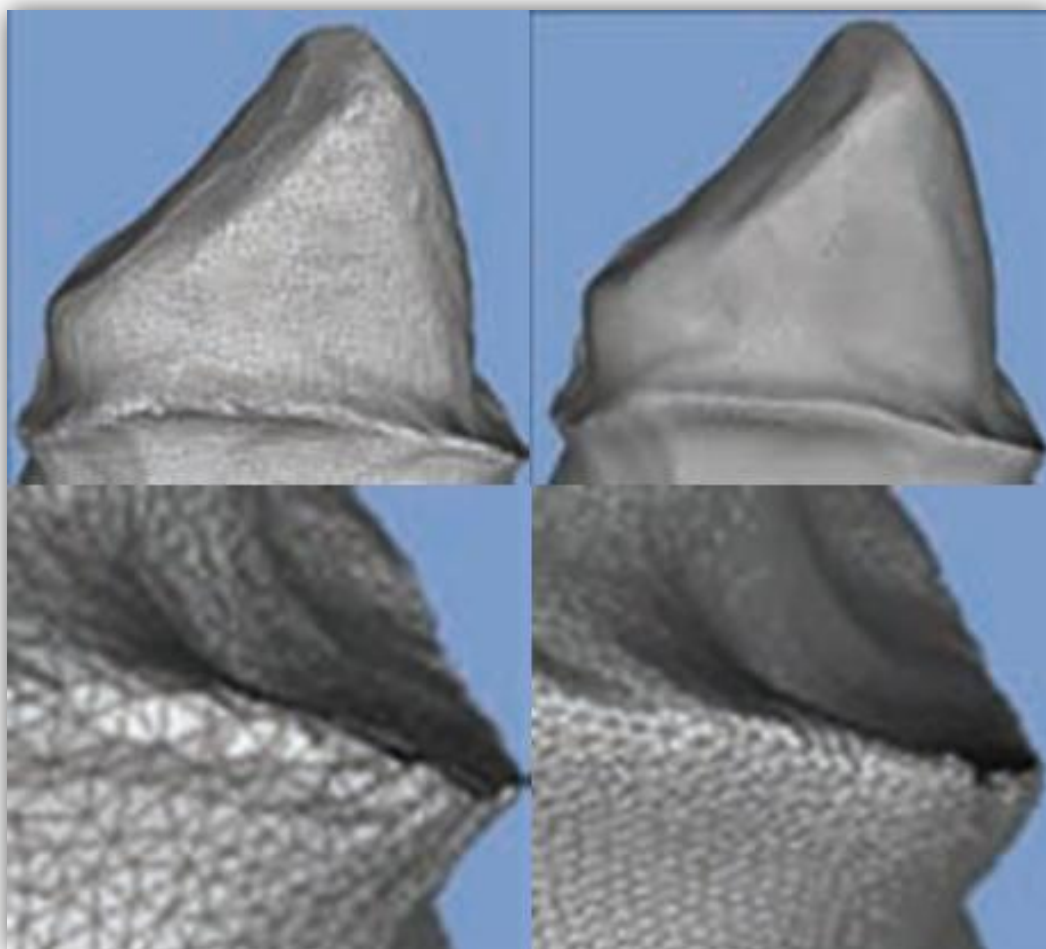


Figura 66: Preparación dentaria escaneada con baja resolución (izquierda) y con alta resolución (derecha).

Sin embargo, resolución no es igual a exactitud ni precisión en la medida. Se puede hacer la analogía con una cámara de fotos, en la que la resolución de la misma (los megapíxeles), son independientes de la calidad de la óptica. Por tanto, una cámara con mucha resolución pero mala óptica dará imágenes de calidad pobre, pero que ocupan mucha memoria. Con los escáneres podría suceder lo mismo; un escáner podría generar archivos STL que constaran de muchos puntos, pero que esos puntos no correspondieran exactamente con puntos reales de la superficie del modelo físico. Por esa razón se analizó en este estudio la discrepancia desde distintos puntos de vista.

En primer lugar, la **discrepancia promedio** fue la variable de estudio principal. Representa cuánto se desvió la posición de cada punto del STL respecto al MRC como promedio, independientemente de si se desvió por fuera o por dentro del mismo. Es un buen indicador de la **exactitud** de un escáner, pero es un dato general de toda la superficie escaneada y no proporciona información del comportamiento del escáner según la zona.

La **desviación estándar** de la discrepancia promedio nos indica la dispersión de los puntos del STL alrededor de esa media. Es una variable que indica la **precisión** (dispersión en la medida) de cada escáner. Es decir, a menor desviación estándar, mayor precisión. También se ha utilizado en otros estudios CAD/CAM como medida de precisión<sup>103, 107</sup>.

La **discrepancia externa media** y la **discrepancia interna media** matizan un poco más la información que proporciona la discrepancia promedio. En general un escáner con una discrepancia interna media elevada hará que se fabriquen unas estructuras estrechas que tenderán a contactar con el muñón antes de tiempo en algunos puntos, impidiendo el correcto asentamiento de la misma. Sin embargo, un escáner con una discrepancia externa media elevada generará desajustes en la estructura, que resultará “holgada”, creando un mayor espacio en algunas zonas, pero sin influir en el conjunto de la restauración. Por ello **en principio es preferible un escáner con una discrepancia externa media elevada a otro con una discrepancia**

**interna media elevada.** Es una variable que ha sido estudiada en algún trabajo de investigación descrito en la literatura<sup>13</sup>.

También se obtuvieron los valores máximos de discrepancia externa e interna de los escaneados, pero no se han analizado dichos resultados en la presente memoria, por razones de claridad y concisión. Se pueden consultar los resultados obtenidos en el anexo 3.

Una variable que se podría haber estudiado por su importancia para los laboratorios dentales podría haber sido el tiempo de escaneado. Se desestimó su inclusión en este estudio por estar centrado en la fiabilidad de los escáneres, pero se muestran a continuación en la tabla 42 los tiempos proporcionados por los fabricantes para los escáneres del presente estudio como referencia.

Tabla 42: Tiempos de escaneado

Tecnología	Escáneres	Tiempos de escaneado
<b>Luz estructurada</b>	Imetric IScan D101	1-2 min por elemento escaneado
	Lava Scan ST	1.4 min por diente/puente de tres piezas
	Smart Optics Activity 101	2 min por diente. 3 min puentes 3 piezas. 7 min arcada
<b>Láser</b>	3Shape D640	40s por diente. 4 min puente 3 piezas. 5 min arcada
	Zeno Scan S100	1 min por diente
<b>Táctil</b>	Renishaw	2 min por diente

Por otro lado, el mapa de color de la discrepancia, aunque no aporta datos objetivos, proporciona una visión general del escaneado y se consideró que era interesante mostrarlo en esta memoria de tesis doctoral.

Por último, como las variables anteriores sólo aportaban información sobre el conjunto de todos los puntos de la nube de puntos de los STLs, sin distinguir zonas, se consideró reflejar el comportamiento de los escáneres en función de la topografía del

modelo maestro<sup>123</sup>. Por eso se decidió realizar un corte virtual, que ya se ha descrito de forma similar en varias publicaciones<sup>101</sup>. Dentro de ese corte se categorizaron cinco zonas de geometría distinta. Estas zonas se escogieron de tal manera que quedaran representados ángulos superficiales distintos. De esta forma **se pudieron estudiar zonas con ángulos más agudos (cercaos a 90°), como las zonas 1 y 4, zonas lisas (zona 3), la curvatura del hombro redondeado (zona 2) y zonas de concavidad acentuada del modelo (zona 5).**

La estadística de estas zonas se realizó de dos maneras diferentes. En primer lugar teniendo en cuenta el signo de los valores y en segundo lugar interpretando los datos en valor absoluto. La observación de los datos con su signo orienta sobre si el escáner analizado tiende a proporcionar lecturas que queden hacia el exterior o hacia el interior del MRC. Sin embargo, como los valores positivos se compensan con los negativos al hacer la media aritmética, se pierde información de la discrepancia real. Esa es la razón por la que en la estadística descriptiva de estas variables también se tuvo en cuenta además el valor absoluto. La media de estas variables contando el valor absoluto indica la discrepancia real en estas zonas estudiadas. Esta distinción entre la discrepancia tomada con y sin el valor absoluto aparece reflejada en alguna publicación anterior<sup>107</sup>.

Para la comparación entre zonas de cada escáner sí se tomó el signo de las discrepancias de las zonas, porque en este caso se quiso estudiar el comportamiento de cada zona, incluyendo su tendencia hacia el exterior o hacia el interior del MRC.

Para estudiar la correlación se volvió a tomar el valor absoluto de las discrepancias de los cortes por quererse evaluar la correlación con el grado de discrepancia de las zonas.

Para todo ello se consideró un nivel de significación estándar del 95%.

## 6.2 SOBRE LOS RESULTADOS

### 6.2.1 Sobre los seis escáneres en conjunto

Observando la tabla 3 de los resultados, en la que se han tratado los datos de los seis escáneres juntos, se puede ver como la **discrepancia promedio** es de 38.8  $\mu\text{m}$ , 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 penaliza el resultado global de la discrepancia en esta tabla.

Se puede observar que la discrepancia interna media es mayor que la discrepancia externa media, precisamente por lo ya comentado 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 la discrepancia interna media aumente.

A la hora de analizar los resultados de la tabla 3 para las cinco zonas estudiadas en los cortes virtuales, se puede observar que la media de las zonas 2 y 3 (la curvatura del hombro y la pared axial), al ser superficies más lisas, ofrecen unas discrepancias más bajas (17.4 y 20.3  $\mu\text{m}$  respectivamente) que las zonas 1, 4 y 5 (46.6, 27.9 y 55.8  $\mu\text{m}$ ).

Es decir, observando los resultados globales de la tabla 3 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 (figuras 54 a 59) se puede observar cómo los colores más oscuros, 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 acanaladura.

## 6.2.2 Comparación entre escáneres

### 6.2.2.1 Resolución

Al observar la tabla 14 se puede ver que los escáneres tienen unas resoluciones que van de los 299,83 puntos/mm<sup>2</sup> de Lava Scan hasta los 34,29 puntos/mm<sup>2</sup> de Smart Optics.

Se ha observado por tanto una gran variabilidad entre los escáneres estudiados en cuanto a la resolución. Cabe destacar la gran diferencia del primero al último, que tiene un 11.4 % de la resolución del primero. Los escáneres empiezan a mostrar diferencias estadísticamente significativas entre sí cuanto más alejados están en el ranking según la resolución. Queda claro que los escáneres se fabrican con resoluciones muy dispares, lo que reafirma la necesidad de estudiar su influencia en la fiabilidad de los mismos.

### 6.2.2.2 Exactitud (discrepancia promedio)

La discrepancia promedio de los seis escáneres (tabla 16) se establece entre las 29 y las 46  $\mu\text{m}$ , siendo el mejor escáner para esta variable el Zeno Scan. Estos valores distan de los que afirman los fabricantes que tienen en su información comercial, que estarían entre las 10 y las 20 micras. Como ya se ha mencionado anteriormente, el diseño del modelo maestro de este estudio es muy exigente con los escáneres, al tener zonas con curvaturas acentuadas. Los fabricantes de escáneres se muestran muy herméticos a la hora de revelar los detalles de los estudios que ellos mismos realizan sobre sus productos, pero es de suponer que están realizados en condiciones ideales.

Sin embargo, si comparamos los valores de la discrepancia de las zonas 2 y 3 con los de los fabricantes, se obtienen medidas muy parecidas (véanse tablas 27 y 29).

#### **6.2.2.3 Precisión (desviación estándar)**

La precisión de los escáneres estudiados (tabla 18) varía de las 37.5 a las 50.6  $\mu\text{m}$  y nuevamente Zeno Scan obtiene los mejores resultados.

Para obtener una visión de lo que representan estos valores de precisión, se pueden comparar con los de la discrepancia promedio. Se puede observar que para todos los escáneres los valores de la desviación estándar son mayores que los de la discrepancia promedio, con lo que se puede afirmar que todos ellos tienen una precisión relativamente baja.

#### **6.2.2.4 Discrepancia externa e interna medias**

Zeno Scan vuelve a tener unos buenos valores de discrepancia para ambas variables (18.7  $\mu\text{m}$  y -34.4  $\mu\text{m}$ ) obteniendo los otros escáneres valores más altos (tablas 20 y 22), sobre todo el Smart Optics a nivel externo (35.3  $\mu\text{m}$ ) y el Lava Scan a nivel interno (57.4  $\mu\text{m}$ ). Se observa que los escáneres, en general, tienen valores más elevados en la discrepancia interna media que en la externa, fenómeno que parece explicarse por lo ya comentado anteriormente en la discusión sobre el Material y Método del estudio. Al medir los escáneres puntos sueltos, tienden a generar más discrepancia en las zonas con ángulos, lo que penaliza el resultado de la discrepancia interna media sobre la externa, que no se ve afectada por ello. Los resultados obtenidos en este estudio ratifican esa afirmación.

## 6.2.3 Análisis de los cortes virtuales

### 6.2.3.1 Comparación entre zonas del corte virtual

La tabla 24 de los Resultados muestra el p-valor de todas las posibles combinaciones al comparar una a una las cinco zonas de todos los escáneres. Se muestran resaltadas en rojo las comparaciones cuyo p-valor es  $\leq 0.05$  y por tanto poseen diferencias estadísticamente significativas.

Prestando atención a las primeras cuatro filas, que corresponden a las comparaciones de la **zona 1** con las demás, se puede apreciar que para todos los escáneres hay diferencias estadísticamente significativas con las otras zonas. Sólo Renishaw no presenta diferencias entre la zona 1 y la 4. Pero en general, la zona 1, que es la que incluye el margen de la preparación, se comporta de forma diferente a la hora de ser escaneada de forma estadísticamente significativa. Es la única zona que en todos los escáneres tiene una media negativa (ver tablas 4 a 9), con lo que todos los escáneres producen lecturas que están por dentro del modelo físico escaneado.

La **zona 5** (parte más declive de la acanaladura oclusal) también presenta diferencias estadísticamente significativas con las otras zonas para prácticamente todos los escáneres, salvo tres excepciones. También se podría decir que es una zona que tiende a comportarse de forma distinta a las demás. En este caso, al contrario que ocurre con la zona 1, todos los escáneres producen mediciones por fuera del modelo físico. Si se observan los máximos y los mínimos de las tablas 4 a 9 para esta variable, se puede apreciar que ningún escáner produjo ninguna medición con signo negativo. Es decir, que de las 60 mediciones que se realizaron, ninguna se situó por dentro del MRC, sino que todas estuvieron por fuera.

Las **zonas 2, 3 y 4** tienen un comportamiento más variable (tabla 24). Para todas ellas, algunos escáneres presentan medias con valores positivos y otros con

valores negativos (ver tablas 4 a 9), con lo que no se puede hablar de una tendencia común a todos ellos.

El único escáner que presentó diferencias estadísticamente significativas entre las cinco zonas fue Lava Scan.

### 6.2.3.2 Comparación entre escáneres de las distintas zonas

En primer lugar, analizando la tabla 25, que muestra los resultados para la discrepancia en la **zona 1**, se puede observar que no hay mucha relación entre los escáneres con buena exactitud (tabla 16) y los que tienen buena discrepancia para la zona tipo 1. Si además se miran las tablas 4 a 9 para ver el signo que toman estas variables, se puede observar que para los seis escáneres se trata de una discrepancia negativa. Esto quiere decir que para las zonas tipo 1 (los ángulos orientados hacia el exterior del modelo), todos los escáneres dan siempre lecturas de la superficie por dentro del modelo físico. Esto nuevamente concuerda con la manera de funcionar de los escáneres, que es mediante puntos, ratificándose que, en efecto, se comportan de esa manera.

Cabe destacar que el escáner Smart Optics, teniendo la segunda mejor discrepancia promedio ( $35.7 \mu\text{m}$ ), posee la peor discrepancia para la zona 1 ( $97.2 \mu\text{m}$ ); y que Lava Scan, con la discrepancia promedio más alta ( $46 \mu\text{m}$ ) de los seis escáneres, posee la discrepancia para las zonas tipo 1 más baja ( $21.1 \mu\text{m}$ ).

Todo esto lo que indica es que, aunque la discrepancia promedio es una variable muy importante, no puede ser el único factor que se tenga en cuenta para analizar la fiabilidad de un escáner. Es preciso analizar varias variables para poder conocer el grado de exactitud de un escáner.

Para la **zona 2** (tabla 27), que corresponde con la curvatura del hombro de la preparación, todos los escáneres tuvieron discrepancias sustancialmente más bajas que en la zona 1. Lo mismo sucede en la **zona 3** (pared axial de la preparación), como se puede observar en la tabla 29.

Se puede apreciar que el comportamiento de los seis escáneres en zonas sin curvaturas acentuadas es mucho mejor, con discrepancias muy bajas, que se aproximan a los valores indicados por los fabricantes (entre 10 y 20  $\mu\text{m}$ ). Esto concuerda con otros estudios<sup>108</sup>.

En el caso concreto de Renishaw, es de destacar que se haya obtenido con él la discrepancia más baja de los seis para la zona 2. Los escáneres táctiles utilizan siempre una punta palpadora (en este caso de rubí) con un determinado radio, que en Renishaw es de 0.5 mm (500  $\mu\text{m}$ ). Estos escáneres no pueden leer curvaturas menores que el radio de su palpador. Como Renishaw posee un palpador de diámetro pequeño, puede leer curvaturas moderadamente cerradas. En este estudio, el modelo maestro se diseñó con un diámetro en la curvatura del hombro de 0.6 mm, por lo que el escáner Renishaw lo pudo leer sin impedimentos. Esto es otro factor que tener en cuenta a la hora de hacer el diseño de la preparación dentaria o de seleccionar el escáner<sup>40, 108</sup>. Si el escáner que va a leer los modelos es táctil, no se puede hacer una preparación con curvaturas de radio menor al radio del palpador.

Para la **zona 4** (tabla 31), se encontró una gran diferencia entre los escáneres ópticos (discrepancias de entre 7 y 33.9  $\mu\text{m}$ ) y el único escáner táctil del estudio, Renishaw, que obtuvo una media de 87.5  $\mu\text{m}$ . Los escáneres táctiles recorren la superficie de los muñones de abajo a arriba con un movimiento espiral. Cada vuelta la realizan una cantidad de micras más arriba que la anterior. Esa separación entre recorridos de la punta en cada vuelta es constante, lo que produce que en zonas paralelas al eje del diente haya una resolución máxima, pero que en zonas más inclinadas, como la cara oclusal, la resolución sea menor<sup>108</sup>. Además de esta razón es posible que la punta del palpador no pueda seguir bien el contorno del modelo en las aristas orientadas hacia dentro durante el escaneado. El perfil que lee Renishaw en esta zona se puede apreciar en la figura 67. Es decir, los escáneres táctiles pueden presentar problemas de falta de exactitud en las superficies oclusales.

Por otro lado, resulta sorprendente que Lava Scan, con una discrepancia en la zona 1 de  $21.1 \mu\text{m}$  (el mejor de los seis escáneres), presente en la zona 4 una discrepancia de  $33.9 \mu\text{m}$  (el penúltimo mejor), cuando aparentemente las zonas 1 y 4 tienen una naturaleza parecida.

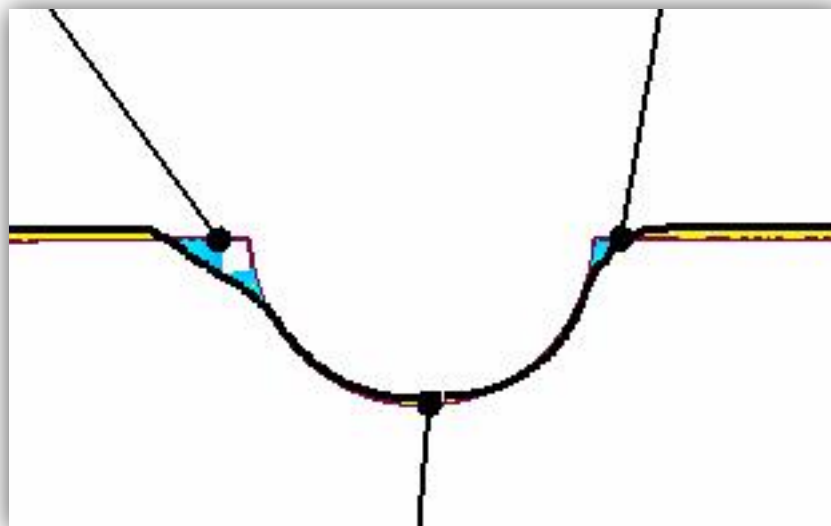


Figura 67: Detalle del corte virtual de un escaneado de Renishaw.

En la **zona 5** (tabla 33), que es la más declive de la acanaladura oclusal, los escáneres presentaron unas discrepancias de entre  $20.6 \mu\text{m}$  (Zeno Scan) y  $89.6 \mu\text{m}$  (Smart Optics). Se puede observar cómo, una vez más, en zonas intrincadas del modelo, los escáneres presentan una discrepancia más elevada.

### 6.2.4 Láser Vs. Luz estructurada Vs. Táctil

Observando la tabla 15, se puede apreciar que el escáner táctil del estudio (Renishaw) presenta una resolución significativamente más elevada desde el punto de vista estadístico que el promedio de los otros dos tipos de escáner. El tipo táctil también resulta el mejor para las variables discrepancia externa media (tabla 21) y para la discrepancia de las zonas 1, 2 y 5 (tablas 26, 28 y 34).

El tipo de escáner láser es el que obtiene los mejores resultados para las variables discrepancia promedio (tabla 17), precisión (tabla 19), discrepancia interna media (tabla 23) y para la discrepancia de las zonas 3 y 4 (tablas 30 y 32).

Finalmente, los escáneres de luz estructurada no obtienen los mejores resultados para ninguna de las variables. Sin embargo hoy los escáneres de luz estructurada están considerados como los mejores. Es posible que al ser el grupo con más número de escáneres de este estudio, el haber tratado sus datos de forma conjunta los haya perjudicado. Los escáneres con peores resultados dentro del grupo han hecho que la media total del grupo sea más baja en todas las variables.

Observando las tablas 14 a 33 en las que se comparan los seis escáneres entre sí por separado, sin categorizar el tipo de escáner, se puede apreciar que todos ellos, sea cual sea la tecnología que utilizan, se sitúan en distintas posiciones al ordenarlos de menor a mayor discrepancia. Incluso algunos escáneres de luz estructurada llegan a tener individualmente los mejores resultados para algunas variables (resolución, tabla 14; y discrepancia zona 1, tabla 25), siendo un tipo de escáner que no resulta el mejor situado para ninguna variable cuando se han analizado los tres escáneres de este estudio forma conjunta.

Si se valora toda esta información de forma global, se aprecia una ausencia de un patrón claro en cuanto al tipo de escáner. Es decir, según sea la variable estudiada, el escáner concreto estudiado, o si se consideran los datos de los escáneres agrupados por tipo de escáner, se encuentran unos resultados muy diversos sin un tipo de escáner que destaque con total claridad de los demás.

Por ello parece razonable pensar que **la tecnología en la que se basan no parece determinar los resultados**. Sí parece que puede haber alguna interacción entre el tipo de escáner y alguna variable, como lo ya mencionado en el caso de Renishaw al leer la superficie oclusal del modelo, pero por lo demás la tecnología de los escáneres no parece determinante, al menos con los escáneres evaluados en este estudio. Parece

que las diferencias entre ellos se pueden deber más a la calidad intrínseca de cada escáner individual que a la tecnología en sí en la que se basan.

## 6.2.5 Correlación entre resolución y el resto de variables

Al analizar el coeficiente de correlación de Spearman entre la resolución y el resto de variables del estudio para el conjunto de los seis escáneres (tabla 35), se puede apreciar que hay variables para las que el coeficiente es positivo y otras para las que es negativo. Esto significa que, en algunos casos, a mayor resolución, menor discrepancia, pero en otros, a mayor resolución mayor discrepancia.

Casi todos los coeficientes son negativos, por lo que en general parece que la resolución hace que la discrepancia sea menor, pero también se ha observado que la discrepancia promedio, la precisión y la discrepancia de la zona 4 empeoran al aumentar la resolución.

La conclusión que se puede sacar de todo ello es que **la resolución no tiene una influencia en la exactitud de la medición de los escáneres**. Es decir, que no porque un escáner obtenga mayor número de puntos por unidad de superficie va a situar esos puntos más acorde con la realidad del objeto. Haciendo una analogía con las cámaras fotográficas, se podría comparar la resolución de los escáneres con el número de megapíxeles y su exactitud con la calidad de la óptica. En el mundo de la fotografía la calidad de una foto depende de la calidad del objetivo fotográfico utilizado. Si además se cuenta con un sensor con muchos megapíxeles, la fotografía tomada podrá tener mucho detalle. Pero si la óptica es mala, por mucha resolución que tenga la cámara, las fotografías serán malas.

A tenor de los resultados obtenidos, se puede afirmar que con los escáneres ocurre lo mismo. Tener una alta resolución no va a hacer que localicen los puntos del STL con más exactitud. Eso dependerá más de la calidad del propio escáner.

Todo ello no quiere decir que la resolución sea una característica irrelevante de los escáneres. **Los escáneres con mayor resolución tenderán a medir mejor las zonas de la superficie del objeto con ángulos superficiales pronunciados**, como en el límite de la preparación dentaria. Esto es algo que se puede apreciar en la tabla 35 para la discrepancia de la zona 1, donde el coeficiente es negativo y con un valor próximo a -1, lo que quiere decir que a mayor resolución, menor discrepancia en los bordes pronunciados hacia fuera del modelo maestro.

Respecto a la correlación entre la resolución y el resto de las variables tomando cada escáner por separado (tablas 36 a 41), se puede apreciar que casi no hay correlaciones estadísticamente significativas. De las 54 correlaciones estudiadas, sólo tres resultaron significativas. Esto seguramente sea debido a que la resolución entre escaneados dentro del mismo escáner es muy homogénea. Es decir, cambia muy poco de escaneado a escaneado, algo que puede observarse en las desviaciones típicas de la variable resolución (tablas 4 a 9). Al comparar los valores del resto de variables con una variable que es prácticamente constante, se obtiene que no existe correlación.

Por tanto, la influencia que tiene la resolución en la fiabilidad se puede apreciar entre escáneres con distinta resolución, pero no dentro del mismo escáner.

## 6.2.6 Valoración de los datos en su conjunto

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, no quedando situado en último lugar para ninguna variable. 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.

Imetric resultó ser un escáner con unos resultados medios en general, no destacando del resto de escáneres.

Lava Scan, el escáner con mayor resolución, presentó una discrepancia promedio alta y una precisión baja respecto a los otros escáneres, teniendo sin embargo un comportamiento muy bueno a la hora de leer aristas.

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.

Smart Optics fue un escáner que presentó un comportamiento opuesto a Lava Scan. Aparentemente muy exacto en general, pero sin embargo con unas discrepancias en las aristas y en las zonas lisas elevadas. Este escáner parece presentar un valor de discrepancia promedio bajo por presentar unos valores de discrepancia máximos bajos también, pero que no termina de producir lecturas fiables en las zonas importantes del modelo: el margen y el hombro de la preparación. Es decir, se podría decir que es un escáner preciso, pero poco exacto, por lo menos en las zonas mencionadas.

Por último, Zeno Scan parece ser el escáner que queda mejor situado en todas las variables analizadas. Resultó ser el más exacto, el más preciso y al que menos le afectaron las zonas más problemáticas para el escaneado.

Por todo ello se podría decir que **Zeno Scan**, escáner de tipo láser, **resultó ser el mejor en este estudio.**

## 6.3 Otros estudios sobre escáneres CAD/CAM

Existen en la literatura varias publicaciones con una metodología parecida a la del presente estudio.

Ya en 1995, Persson y cols<sup>105</sup> evaluaron la exactitud de un escáner táctil, utilizando como referencia una CMM. Obtuvieron una discrepancia máxima de 10  $\mu\text{m}$ .

Un estudio sobre exactitud de escáneres que tiene un diseño muy sólido es el realizado por Vlaar y cols<sup>57</sup>, en el que escanean una esfera calibrada con dos escáneres láser de laboratorio. Se trata de un procedimiento muy parecido al que se realiza para la calibración de las propias CMMs y obtienen unas discrepancias de 7.7 y 13.9  $\mu\text{m}$ .

Luthardt y cols<sup>106</sup> realizaron un estudio sobre la discrepancia de un escáner táctil utilizando un bloque calibrado como referencia y obtuvieron un valor de 92  $\mu\text{m}$ .

DeLong y cols<sup>107</sup> realizaron un estudio sobre la exactitud y la precisión de un escáner óptico, del mismo fabricante que Lava Scan, y obtuvieron unas discrepancia medias entre 18 y 30  $\mu\text{m}$ . También emplearon la desviación estándar como medida de la precisión en la medida, encontrando unos valores de sólo 2  $\mu\text{m}$ .

Del Corso y cols<sup>100</sup> realizaron un estudio in vitro sobre la exactitud de un escáner óptico de proyección de franjas, el Steinbichler Comet VZ250, del mismo fabricante que el Lava Scan del presente estudio. Los valores de discrepancia que obtuvieron se encontraron entre las 14 y las 21  $\mu\text{m}$ , según las variables analizadas. Utilizaron también una CMM (de marca Zeiss) como referencia fiable, informando de un error de la misma de 4  $\mu\text{m}$ .

Otro estudio publicado en el que se utilizó una CMM como referencia fue el de Holst y cols<sup>110</sup>. En él se analizaron la exactitud y la precisión de dos escáneres (uno táctil y otro de holografía confocal) en el registro de la posición de implantes en

modelos de escayola mediante pilares de escaneado, afirmando que apenas existían diferencias entre ellos.

Sohmura y cols estudiaron la exactitud de un escáner láser de alta velocidad usando como referencia un bloque de escayola con unas dimensiones conocidas. Obtuvieron una discrepancia media de 15  $\mu\text{m}$  en el eje z (la distancia respecto al escáner) y de 350  $\mu\text{m}$  en el plano x-y<sup>88</sup>.

Kusnoto y cols<sup>11</sup> realizaron un estudio sobre la exactitud de un escáner láser de modelos en Ortodoncia, donde las exigencias son menores que en Prótesis, obteniendo unos valores de discrepancia de 300  $\mu\text{m}$  en anchura y 500  $\mu\text{m}$  en altura. Emplearon un cilindro calibrado como referencia.

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

Por otro lado, hay estudios que carecen de una referencia espacial fiable, equiparando por ejemplo el diseño CAD del modelo maestro que utilizan con la forma del modelo después de fabricarlo<sup>9, 13, 66, 99</sup>. Con ello introducen el error en la fabricación de su propio modelo de referencia en el error del propio escáner. En el presente estudio se comparó el diseño CAD del modelo maestro con el MRC obtenido con la CMM y se pudieron observar diferencias (ver anexo 7), por lo que se desechó la idea de usar el diseño CAD como referencia.

Otros estudios cuentan el signo que tiene la discrepancia a la hora de hacer la media, con lo que los valores positivos se compensan con lo negativos. Con ello se obtienen unos valores erróneamente bajos de discrepancia<sup>108</sup>.

Hay varios estudios en el campo de la Ortodoncia, donde incluso se evalúa la exactitud del escáner comparándolo con la medición con un calibre como medida de referencia<sup>11, 64, 98, 112, 124-126</sup>. Casi todos estos estudios utilizan el OrthoCad como software con el que analizar los STL de los escáneres y realizar mediciones.

Otros estudios sólo estudian la precisión de los escáneres, pero no su exactitud<sup>28, 108, 109, 127</sup>. Casi todos realizan varios escaneados y toman el primero como referencia, comparando los siguientes con él, pero no se trata de una referencia absoluta, sino relativa. Por ello no están midiendo la exactitud del aparato, sino su precisión.

También hay estudios que comparan distintos métodos de escaneado, pero lo hacen analizando el desajuste total de la restauración, con lo que no aíslan el error debido al escáner<sup>104</sup>. Lo que en realidad evalúan es la discrepancia total del proceso CAD/CAM.

Por último, a pesar de que los escáneres de laboratorio tienen asociado un error, como queda patente en este estudio, en algunas publicaciones los utilizan como referencia en el análisis de la fiabilidad de las impresiones<sup>66, 109</sup>, la correspondencia entre la posición planificada de los implantes en cirugía guiada y su posición final<sup>54</sup>, la exactitud de los escáneres<sup>83</sup>, el ajuste de restauraciones cerámicas<sup>128-130</sup>, el desgaste de las prótesis acrílicas<sup>131</sup> o de los dientes<sup>132</sup>, los cambios en la mucosa oral durante la toma de impresiones<sup>62</sup>, las recesiones gingivales<sup>133</sup>, las técnicas de impresión<sup>97</sup>, la destreza a la hora de tallar de los estudiantes<sup>134</sup>, los cambios en los alveolos postextracción<sup>135</sup> o los movimientos dentarios<sup>122</sup>.

## 6.4 Reflexiones finales

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 a partir de cuánto desajuste no se puede considerar aceptable. El estudio que se toma clásicamente como referencia es el de McLean y Von Fraunhofer<sup>136</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 sea esa cifra y no otra. Hay que tener en cuenta que una bacteria tiene un tamaño aproximado de 2 micras y obviamente, valores de desajuste mayores que esos, hacen físicamente factible la microfiltración. Los otros estudios que proponen una cifra de desajuste aceptable lo cifran en torno a 100  $\mu\text{m}$ <sup>37, 137</sup> o sugieren que no sea superior a 120  $\mu\text{m}$ <sup>138-140</sup>, para que las restauraciones tengan una supervivencia clínica a largo plazo.

Según esos valores, la discrepancia de los escáneres de este estudio entraría dentro de lo aceptable.

La falta de ajuste marginal puede traer una serie de consecuencias que se clasifican en biológicas (las que afectan a la salud de los tejidos gingivales y dentarios)<sup>141-148</sup>, mecánicas (la falta de contacto entre pilar y restauración disminuye la retención de ésta)<sup>149, 150</sup> y estéticas (las alteraciones del aspecto normal derivadas de las consecuencias biológicas)<sup>151-153</sup>. Todo ello puede traer como consecuencia el fracaso de la restauración<sup>154-160</sup>.

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 analizasen 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>119</sup>. Esto es una tarea difícil dado que éticamente no se podrían crear restauraciones desajustadas que fueran a llevar seres humanos y dada 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, 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 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 escayola 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.

# 7. CONCLUSIONES

---

1. La **resolución** de los escáneres evaluados se estableció entre los 34 y los 300 puntos/mm<sup>2</sup>, y se observó que una mayor resolución ayuda a la correcta lectura de las zonas con aristas de los modelos, pero no influye en su fiabilidad general.
2. La **discrepancia media** encontrada en los escáneres varió de manera estadísticamente significativa entre las 29 μm de Zeno Scan hasta las 46 μm de Lava Scan, presentando el resto de los escáneres comportamientos intermedios.
3. La **precisión** encontrada para los seis escáneres, mostrada según su desviación estándar, estuvo comprendida entre las 37 μm de Zeno Scan y las 51 μm de Lava Scan, presentando el resto de los escáneres comportamientos intermedios.
4. En general, los escáneres presentaron una capacidad limitada de reproducir aristas orientadas hacia fuera del modelo (47 μm) y de zonas socavadas (64 μm), pero una buena capacidad de reproducción de superficies lisas (20 μm), con curvatura suave (17 μm) o aristas orientadas hacia el interior del modelo (28 μm). **Zeno Scan** fue el escáner más exacto, más preciso y al que menos le afectaron las zonas problemáticas del escaneado.
5. La **tecnología** en la que se basa cada uno de los escáneres no influyó en su exactitud ni en su precisión, tanto globales como por zonas.
6. 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 ser realizados.

## 8. BIBLIOGRAFÍA

---

1. Arnetzl G. CAD all over and everywhere? *Int J Comput Dent* 2010;13:295-97.
2. Steinhäuser-Andresen S, Detterbeck A, Funk C, 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. López MA, Carrillo de Albornoz A, Del Río J. Estructuras metálicas coladas frente a estructuras cerámicas mecanizadas: el enfoque del clínico. *Rev Int Prot Estomatol* 2006;8(2):169-73.
4. Freedman M, Quinn F, O'Sullivan M. Single unit CAD/CAM restorations: a literature review. *J Ir Dent Assoc* 2007;53(1):38-45.
5. [http://en.wikipedia.org/wiki/Computer-aided\\_design](http://en.wikipedia.org/wiki/Computer-aided_design).
6. [http://en.wikipedia.org/wiki/Computer-Aided\\_Manufacturing](http://en.wikipedia.org/wiki/Computer-Aided_Manufacturing).
7. [http://en.wikipedia.org/wiki/3D\\_printing](http://en.wikipedia.org/wiki/3D_printing).
8. [http://en.wikipedia.org/wiki/3D\\_scanner](http://en.wikipedia.org/wiki/3D_scanner).
9. 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.
10. <http://www.phasevision.com/technology/contact-vs-non-contact-measurement.html>.
11. 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.
12. Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG. Matching point clouds: limits and possibilities. *Int J Comput Dent* 2002;5(2-3):155-64.
13. 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.
14. [http://en.wikipedia.org/wiki/Confocal\\_microscopy](http://en.wikipedia.org/wiki/Confocal_microscopy).
15. <http://en.wikipedia.org/wiki/Photogrammetry>.
16. Buill F, Núñez AM, Rodríguez JJ. La fotogrametría. *Fotogrametría analítica* 2003;1ª Ed. Barcelona: Universidad Politécnica de Cataluña:11-15.
17. Lerma García JL. Introducción. *Fotogrametría moderna: analítica y digital* 2002;1ª Ed Valencia: Universidad Politécnica de Valencia:29-46.
18. [http://en.wikipedia.org/wiki/Coordinate\\_system](http://en.wikipedia.org/wiki/Coordinate_system).
19. [http://en.wikipedia.org/wiki/Accuracy\\_and\\_precision](http://en.wikipedia.org/wiki/Accuracy_and_precision).
20. [http://en.wikipedia.org/wiki/Sensor\\_resolution#Resolution](http://en.wikipedia.org/wiki/Sensor_resolution#Resolution).
21. [http://en.wikipedia.org/wiki/List\\_of\\_file\\_formats#Computer-aided](http://en.wikipedia.org/wiki/List_of_file_formats#Computer-aided).

22. <http://en.wikipedia.org/wiki/Tessellation>.
23. <http://es.wikipedia.org/wiki/IGES>.
24. 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.
25. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent* 1991;1:150-54.
26. Birnbaum NS, Aaronson HB. Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compend Contin Educ Dent* 2008;29(8):494, 96, 98-505.
27. Henkel GL. A comparison of fixed prostheses generated from conventional vs digitally scanned dental impressions. *Compend Contin Educ Dent* 2007;28(8):422-4, 26-8, 30-1.
28. 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.
29. 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.
30. Cadafalch J, Cadafalch E. *Tecnología CAD/CAM en Odontología; 2007*.
31. 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.
32. Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, et al. CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *J Prosthet Dent* 2012;107(1):34-46.
33. Walter M, Boning K, Reppel PD. Clinical performance of machined titanium restorations. *J Dent* 1994;22(6):346-8.
34. Milleding P, Haag P, Neroth B, Renz I. Two years of clinical experience with Procera titanium crowns. *Int J Prosthodont* 1998;11(3):224-32.
35. Smedberg JI, Ekenback J, Lothigius E, Arvidson K. Two-year follow-up study of Procera-ceramic fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 1998;11(2):145-9.
36. Lin MT, Sy-Munoz J, Munoz CA, Goodacre CJ, Naylor WP. The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings. *Int J Prosthodont* 1998;11(6):580-90.
37. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 1993;51(3):129-34.

38. Lovgren R, Andersson B, Carlsson GE, Odman P. Prospective clinical 5-year study of ceramic-veneered titanium restorations with the Procera system. *J Prosthet Dent* 2000;84(5):514-21.
39. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 1998;80(4):450-6.
40. Suarez MJ, Gonzalez de Villaumbrosia P, Pradies G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003;16(3):229-32.
41. Van der Zel JM. Comparación entre los sistemas CAD/CAM actuales. *Quintessence Técnica* (ed. esp.) 1999;10(7):392-403.
42. Karl M, Graef F, Schubinski P, Taylor T. Effect of intraoral scanning on the passivity of fit of implant-supported fixed dental prostheses. *Quintessence Int* 2012;43(7):555-62.
43. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent* 2012;33(1):50, 52-8.
44. Galhano GA, Pellizzer EP, Mazaro JV. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg* 2012;23(6):e575-9.
45. Kachata PR, Geissberger MJ. Dentistry a la Carte: In office CAD/CAM Technology. *J Calif Dent Assoc* 2010;38(5):323-30.
46. Fasbinder DJ. Digital dentistry: innovation for restorative treatment. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31 Spec No 4:2-11; quiz 12.
47. Poticny DJ, Klim J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *J Am Dent Assoc* 2010;141 Suppl 2:5S-9S.
48. Liu PR, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2008;29(8):482, 84, 86-8 passim.
49. Culp L, McLaren EA. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31(9):716-20, 22, 24-5.
50. Boeckler AF, Lee H, Stadler A, Setz JM. Prospective observation of CAD/CAM titanium ceramic single crowns: a three-year follow up. *J Prosthet Dent* 2009;102(5):290-7.
51. Donovan TE, Becker W, Brodine AH, et al. 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.
52. 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.

53. Noh H, Nabha W, Cho JH, Hwang HS. Registration accuracy in the integration of laser-scanned dental images into maxillofacial cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;140(4):585-91.
54. Giordano M, Ausiello P, Martorelli M. Accuracy evaluation of surgical guides in implant dentistry by non-contact reverse engineering techniques. *Dent Mater* 2012;28(9):e178-85.
55. McNamara C, House K, Davies R, et al. The current status of 3D imaging in dental practice. *Dent Update* 2011;38(10):679-82, 84-6, 88-90.
56. 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.
57. Vlaar ST, van der Zel JM. Accuracy of dental digitizers. *Int Dent J* 2006;56(5):301-9.
58. 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.
59. 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.
60. 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.
61. Vaquero Niño P, Romeo Rubio M. Restauraciones estéticas con sistemas CAD/CAM. Introducción a las nuevas tendencias de futuro. *Gaceta Dental* 2012;233(Feb).
62. 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.
63. 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.
64. 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.
65. 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.
66. 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.

67. <http://www.cmsa.ch/en/dental/products/digitalsystem/labscanner/Pages/default.aspx>.
68. <http://www.amangirrbach.com/en/products/ceramill-cadcam-framework-fabrication/ceramill-map100/>.
69. <http://www.amangirrbach.com/en/products/ceramill-cadcam-framework-fabrication/ceramill-map300/>.
70. <http://shining3d.com/en-us/dentalscan.html>.
71. <http://www.imetric.com/index.php?id=1>.
72. <http://www.dentalaegis.com/idt/2011/01/delcam-imetric-scanners>.
73. <http://www.ztech-ddg.com/Esc%C3%A1nerdealtaprecisi%C3%B3n.aspx>.
74. <http://www.breuckmann.com/en/bodyometry-life-science/applications/medical-technology.html>.
75. <http://www.kavo-cadcam.com/Everest-System/Everest-Scan-II.aspx>.
76. <http://www.maestro3d.com/index.asp?page0=container&page1=hometask0&page2=@hometask1>.
77. <http://www.simple3dent.com/maquinaria/escaner/41-escaner-maestro3d.html>.
78. <http://www.scanner3d.it/it/scanner-3d.html?start=2>.
79. [http://www.gt-medical.com/index.php?page=scan\\_fit\\_es](http://www.gt-medical.com/index.php?page=scan_fit_es).
80. <http://www.sweden-martina.com/sistematicaecho.asp?sez=prodotto&tet=cadcam>
81. [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).
82. [http://www.sirona.es/ecomaXL/index.php?site=SIRONA\\_ES\\_ineos\\_blue](http://www.sirona.es/ecomaXL/index.php?site=SIRONA_ES_ineos_blue).
83. 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.
84. [http://www.smartoptics.de/html/activity\\_850\\_\\_\\_dental1.html](http://www.smartoptics.de/html/activity_850___dental1.html).
85. <http://www.solutionix.com/product/3d-dental-scanner.html>.
86. <http://www.zirkonzahn.com/es/sistema-cadcam/CAD-CAM.aspx>.
87. <http://www.zfx-dental.com/es/zfx-scan-ii-iii>.
88. 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.
89. <http://www.3shapedental.com/restoration.aspx>.
90. <http://www.optimet.com/>.

91. <http://www.nobelbiocare.com/en/products-solutions/nobelprocera-individualized-solutions/scanner/default.aspx>.
92. [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).
93. <http://www.laserdenta.com/en/openscan-100>.
94. <http://www.dentalscanner.com/product-specs-specs.asp>.
95. <http://www.dental-wings.com/content/3d-scanners>.
96. Salido Rodríguez-Manzanque MP, Serrano Madrigal B, Suárez García MJ, Sánchez Turrión A, Pradíes Ramiro G. Sistema Procera AllCeram: solución estética y funcional para restauraciones fijas múltiples. *Rev Int Prot Estomat* 2002;4(1).
97. 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.
98. 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.
99. 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.
100. 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.
101. 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.
102. 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.
103. Arnetzl G, Pongratz D. Milling precision and fitting accuracy of Cerec Scan milled restorations. *Int J Comput Dent* 2005;8(4):273-81.
104. 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.
105. 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.

106. 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.
107. 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.
108. 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.
109. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent* 2013;109(2):121-8.
110. Holst S, Persson A, Wichmann M, Karl M. Digitizing implant position locators on master casts: comparison of a noncontact scanner and a contact-probe scanner. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(1):29-35.
111. Jemt T, Hjalmarsson L. In vitro measurements of precision of fit of implant-supported frameworks. A comparison between "virtual" and "physical" assessments of fit using two different techniques of measurements. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14 Suppl 1:e175-82.
112. Sousa MV, Vasconcelos EC, Janson G, Garib D, Pinzan A. Accuracy and reproducibility of 3-dimensional digital model measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;142(2):269-73.
113. <http://www.jq.com.ar/Imagenes/Productos/Peek/PeekP/propiedades.htm>.
114. 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.
115. Shillinburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija*. Quintessence Books 2002;Tercera edición.
116. Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in vitro study. *Int J Comput Dent* 2011;14(1):11-21.
117. Kurbad A. The optical conditioning of Cerec preparations with scan spray. *Int J Comput Dent* 2000;3(4):269-79.
118. Besimo C, Jeger C, Guggenheim R. Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *Int J Prosthodont* 1997;10(6):541-6.
119. Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthetic frameworks. *Int J Prosthodont* 2007;20(2):125-31.
120. Tarawneh FM, Panos PG, Athanasiou AE. Three-dimensional assessment of dental casts' occlusal surfaces using two impression materials. *J Oral Rehabil* 2008;35(11):821-6.

121. Oosterkamp BC, van der Meer WJ, Rutenfrans M, Dijkstra PU. Reliability of linear measurements on a virtual bilateral cleft lip and palate model. *Cleft Palate Craniofac J* 2006;43(5):519-23.
122. Cha BK, Lee JY, Jost-Brinkmann PG, Yoshida N. Analysis of tooth movement in extraction cases using three-dimensional reverse engineering technology. *Eur J Orthod* 2007;29(4):325-31.
123. Han H-S, Yang H-S, Lim H-P, Park Y-J. Marginal accuracy and internal fit of machine-milled and cast titanium crowns. *J Prosthet Dent* 2011;106(3):191-97.
124. Santoro M, Galkin S, Teredesai M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Comparison of measurements made on digital and plaster models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2003;124(1):101-05.
125. Redlich M, Weinstock T, Abed Y, et al. A new system for scanning, measuring and analyzing dental casts based on a 3D holographic sensor. *Orthod Craniofac Res* 2008;11(2):90-5.
126. Zilberman O, Huggare JA, Parikakis KA. Evaluation of the validity of tooth size and arch width measurements using conventional and three-dimensional virtual orthodontic models. *Angle Orthod* 2003;73(3):301-6.
127. Kuroda T, Motohashi N, Tominaga R, Iwata K. Three-dimensional dental cast analyzing system using laser scanning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;110(4):365-9.
128. Schaefer O, Watts DC, Sigusch BW, Kuepper H, Guentsch A. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. *Dent Mater* 2012;28(3):320-6.
129. Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dent Mater* 2011;27(12):1273-8.
130. Matta RE, Schmitt J, Wichmann M, Holst S. Circumferential fit assessment of CAD/CAM single crowns--a pilot investigation on a new virtual analytical protocol. *Quintessence Int* 2012;43(9):801-9.
131. Heintze SD, Zellweger G, Grunert I, Munoz-Viveros CA, Hagenbuch K. Laboratory methods for evaluating the wear of denture teeth and their correlation with clinical results. *Dent Mater* 2012;28(3):261-72.
132. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res* 1997;76(11):1799-807.
133. Lehmann KM, Kasaj A, Ross A, et al. A novel method for evaluating periodontal recession: a feasibility study. *Int J Comput Dent* 2011;14(4):297-307.
134. Esser C, Kerschbaum T, Winkelmann V, Krage T, Faber FJ. A comparison of the visual and technical assessment of preparations made by dental students. *Eur J Dent Educ* 2006;10(3):157-61.

135. Windisch SI, Jung RE, Sailer I, et al. A new optical method to evaluate three-dimensional volume changes of alveolar contours: a methodological in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2007;18(5):545-51.
136. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131(3):107-11.
137. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 2001;26(4):367-74.
138. Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 1999;26(7):582-93.
139. Gardner FM. Margins of complete crowns--literature review. *J Prosthet Dent* 1982;48(4):396-400.
140. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2003;90(5):459-64.
141. Silness J. Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. 2. The influence of full and partial crowns on plaque accumulation, development of gingivitis and pocket formation. *J Periodontal Res* 1970;5(3):219-24.
142. Marcum JS. The effect of crown marginal depth upon gingival tissue. *J Prosthet Dent* 1967;17(5):479-87.
143. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent* 1991;65(3):357-64.
144. Valderhaug J, Birkeland JM. Periodontal conditions in patients 5 years following insertion of fixed prostheses. Pocket depth and loss of attachment. *J Oral Rehabil* 1976;3(3):237-43.
145. Sorensen SE, Larsen IB, Jorgensen KD. Gingival and alveolar bone reaction to marginal fit of subgingival crown margins. *Scand J Dent Res* 1986;94(2):109-14.
146. Bader JD, Rozier RG, McFall WT, Jr., Ramsey DL. Effect of crown margins on periodontal conditions in regularly attending patients. *J Prosthet Dent* 1991;65(1):75-9.
147. Grasso JE, Nalbandian J, Sanford C, Bailit H. Effect of restoration quality on periodontal health. *J Prosthet Dent* 1985;53(1):14-9.
148. Larsen IB, Munksgaard EC. Effect of human saliva on surface degradation of composite resins. *Scand J Dent Res* 1991;99(3):254-61.
149. Tjan AH, Sarkissian R. Effect of preparation finish on retention and fit of complete crowns. *J Prosthet Dent* 1986;56(3):283-8.
150. Malone W, Koth D. Tylman's teoría y práctica en prostodoncia fija. Ed. Actualidades Médico-Odontológicas Latinoamericanas CA 1991;8ª Ed Caracas.

151. Retief DH. Do adhesives prevent microleakage? *Int Dent J* 1994;44(1):19-26.
152. Sorensen JA. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *J Prosthet Dent* 1989;62(3):264-9.
153. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990;64(1):18-24.
154. Goldman M, Laosonthorn P, White RR. Microleakage--full crowns and the dental pulp. *J Endod* 1992;18(10):473-5.
155. Libby G, Arcuri MR, LaVelle WE, Hebl L. Longevity of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1997;78(2):127-31.
156. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent* 1991;65(3):436-42.
157. Valderhaug J, Heloe LA. Oral hygiene in a group of supervised patients with fixed prostheses. *J Periodontol* 1977;48(4):221-4.
158. Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *J Clin Periodontol* 1983;10(6):563-78.
159. Kopp FR. Esthetic principles for full crown restorations. Part I: Tooth preparation. *J Esthet Dent* 1993;5(1):25-8.
160. Reeves WG. Restorative margin placement and periodontal health. *J Prosthet Dent* 1991;66(6):733-6.

## 9. ANEXOS

---



Escáner	Lava Scan	Lava Scan	Lava Scan	Lava Scan	Lava Scan	Lava Scan	Lava Scan	Lava Scan	Lava Scan	Lava Scan	Lava Scan	Zeno Scan	Renishaw	Renishaw	Renishaw	Renishaw	Renishaw	Renishaw	Renishaw	Renishaw	
Número de escaneado	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Número de puntos	27288	27155	27307	27385	27348	27160	27306	27313	27149	27163		6376	19712	19762	19663	19623	19607	19659	19617	19690	19642
Puntos/mm <sup>2</sup>	3002	298,8	300,4	300,7	300,9	298,8	300,4	300,5	298,7	298,9		70,2	216,9	217,4	216,3	215,9	215,7	216,3	215,8	216,6	216,1
Desviación promedio	0,0458	0,0468	0,0465	0,0463	0,0460	0,0459	0,0456	0,0460	0,0458	0,0458		0,0244	0,0370	0,0372	0,0372	0,0370	0,0377	0,0369	0,0370	0,0371	0,0369
DE	0,0510	0,0510	0,0510	0,0510	0,0510	0,0500	0,0500	0,0510	0,0500	0,0500		0,0330	0,0440	0,0440	0,0440	0,0440	0,0440	0,0430	0,0430	0,0440	0,0440
Desviación externa media	0,0200	0,0210	0,0210	0,0210	0,0210	0,0210	0,0200	0,0210	0,0200	0,0210		0,0180	0,0160	0,0170	0,0170	0,0170	0,0170	0,0170	0,0160	0,0160	0,0170
Desviación interna media	-0,0580	-0,0580	-0,0580	-0,0570	-0,0580	-0,0570	-0,0570	-0,0570	-0,0570	-0,0570		-0,0290	-0,0480	-0,0480	-0,0490	-0,0480	-0,0490	-0,0480	-0,0480	-0,0480	-0,0480
Desviación externa máxima	0,1300	0,3540	0,3560	0,1740	0,0820	0,3560	0,2780	0,3650	0,2940	0,3130		0,1850	0,2950	0,2020	0,3450	0,2870	0,2030	0,0560	0,2950	0,2090	0,0590
Desviación interna máxima	-0,3560	-0,3730	-0,3700	-0,3760	-0,3810	-0,3660	-0,3810	-0,3800	-0,3780	-0,3790		-0,3690	-0,3840	-0,3510	-0,4490	-0,3720	-0,3250	-0,2960	-0,3660	-0,3360	-0,3050
Disc zona 1	-0,0248	-0,0210	-0,0245	-0,0123	-0,0195	-0,0223	-0,0198	-0,0268	-0,0240	-0,0163		-0,0388	-0,0440	-0,0318	-0,0208	-0,0363	-0,0243	-0,0223	-0,0298	-0,0335	-0,0240
Disc zona 2	-0,0085	-0,0075	-0,0050	-0,0085	-0,0095	-0,0085	-0,0085	-0,0080	-0,0070	-0,0080		-0,0105	0,0040	0,0050	0,0055	0,0015	0,0060	0,0035	0,0040	0,0030	0,0065
Disc zona 3	-0,0050	-0,0065	-0,0065	-0,0070	-0,0045	-0,0045	-0,0045	-0,0045	-0,0050	-0,0045		-0,0150	0,0095	0,0100	0,0110	0,0100	0,0090	0,0095	0,0090	0,0090	0,0090
Disc zona 4	0,0340	0,0350	0,0280	0,0270	0,0330	0,0345	0,0320	0,0390	0,0385	0,0375		-0,0045	-0,0655	-0,1230	-0,0450	0,0320	0,0265	-0,0350	-0,1035	-0,1685	-0,1735
Disc zona 5	0,0630	0,0640	0,0640	0,0620	0,0650	0,0620	0,0620	0,0650	0,0650	0,0650		0,0240	0,0300	0,0320	0,0300	0,0310	0,0320	0,0330	0,0320	0,0300	0,0310
Disc tipo 1 (valor abs)	0,0278	0,0330	0,0285	0,0223	0,0250	0,0223	0,0198	0,0268	0,0330	0,0258		0,0388	0,0440	0,0318	0,0213	0,0368	0,0243	0,0233	0,0318	0,0335	0,0280
Disc tipo 2 (valor abs)	0,0085	0,0075	0,0080	0,0085	0,0095	0,0085	0,0085	0,0080	0,0070	0,0080		0,0125	0,0040	0,0050	0,0055	0,0015	0,0060	0,0035	0,0040	0,0030	0,0065
Disc tipo 3 (valor abs)	0,0050	0,0065	0,0065	0,0070	0,0045	0,0055	0,0045	0,0045	0,0050	0,0045		0,0150	0,0095	0,0100	0,0110	0,0100	0,0090	0,0095	0,0090	0,0090	0,0090
Disc tipo 4 (valor abs)	0,0340	0,0350	0,0280	0,0270	0,0330	0,0345	0,0320	0,0390	0,0385	0,0375		0,0045	0,0655	0,1230	0,0610	0,0320	0,0265	0,0350	0,1035	0,1685	0,1735
Disc tipo 5 (valor abs)	0,0630	0,0640	0,0640	0,0620	0,0650	0,0620	0,0620	0,0650	0,0650	0,0650		0,0240	0,0300	0,0320	0,0300	0,0310	0,0320	0,0330	0,0320	0,0300	0,0310
Discrepancia punto de corte 1	-0,0240	0,0200	-0,0040	0,0060	0,0000	-0,0040	-0,0110	-0,0100	-0,0220	0,0010		-0,0420	-0,0610	-0,0530	-0,0490	-0,0670	-0,0550	-0,0330	-0,0530	-0,0690	-0,0530
Discrepancia punto de corte 2	-0,0040	-0,0030	0,0030	-0,0050	-0,0040	-0,0040	-0,0050	-0,0030	-0,0020	-0,0030		-0,0230	0,0040	0,0080	0,0080	0,0010	0,0080	0,0020	0,0030	0,0030	0,0070
Discrepancia punto de corte 3	-0,0050	-0,0070	-0,0070	-0,0060	-0,0040	-0,0040	-0,0050	-0,0060	-0,0060	-0,0050		-0,0230	0,0090	0,0070	0,0070	0,0070	0,0070	0,0080	0,0080	0,0080	0,0080
Discrepancia punto de corte 4	-0,0450	-0,0500	-0,0530	-0,0310	-0,0570	-0,0440	-0,0380	-0,0560	-0,0460	-0,0460		-0,0480	-0,0420	-0,0190	0,0010	-0,0310	-0,0100	-0,0070	-0,0250	-0,0130	-0,0160
Discrepancia punto de corte 5	0,0210	0,0250	0,0170	0,0130	0,0210	0,0210	0,0250	0,0250	0,0270	0,0260		0,0000	-1,1220	-1,1540	-1,1060	0,0380	0,0390	-0,0030	-0,0370	-1,1380	-1,1210
Discrepancia punto de corte 6	0,0630	0,0640	0,0640	0,0620	0,0650	0,0620	0,0620	0,0650	0,0650	0,0650		0,0240	0,0300	0,0320	0,0300	0,0310	0,0320	0,0330	0,0320	0,0300	0,0310
Discrepancia punto de corte 7	0,0470	0,0450	0,0390	0,0410	0,0450	0,0480	0,0390	0,0530	0,0500	0,0490		-0,0090	-0,0090	-0,0920	0,0160	0,0260	0,0140	-0,0670	-1,1700	-1,1990	-0,2260
Discrepancia punto de corte 8	-0,0360	-0,0580	-0,0490	-0,0380	-0,0320	-0,0350	-0,0280	-0,0390	-0,0460	-0,0380		-0,0320	-0,0350	-0,0120	0,0000	0,0010	-0,0040	0,0020	0,0040	-0,0070	0,0080
Discrepancia punto de corte 9	-0,0050	-0,0060	-0,0060	-0,0080	-0,0050	-0,0070	-0,0040	-0,0030	-0,0040	-0,0040		-0,0070	0,0100	0,0130	0,0150	0,0130	0,0110	0,0110	0,0100	0,0100	0,0100
Discrepancia punto de corte 10	-0,0130	-0,0120	-0,0130	-0,0120	-0,0150	-0,0130	-0,0120	-0,0130	-0,0120	-0,0130		0,0020	0,0040	0,0020	0,0030	0,0020	0,0040	0,0050	0,0050	0,0030	0,0060
Discrepancia punto de corte 11	0,0060	0,0040	0,0080	0,0140	0,0110	-0,0060	-0,0020	-0,0020	0,0180	0,0180		-0,0330	-0,0380	-0,0430	-0,0350	-0,0480	-0,0280	-0,0510	-0,0450	-0,0450	-0,0350
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 1	0,0240	0,0200	0,0040	0,0060	0,0000	0,0040	0,0110	0,0100	0,0220	0,0010		0,0420	0,0610	0,0530	0,0490	0,0670	0,0550	0,0330	0,0530	0,0690	0,0530
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 2	0,0040	0,0030	0,0030	0,0050	0,0040	0,0040	0,0050	0,0030	0,0020	0,0030		0,0230	0,0040	0,0080	0,0080	0,0010	0,0080	0,0020	0,0030	0,0030	0,0070
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 3	0,0050	0,0070	0,0070	0,0060	0,0040	0,0040	0,0050	0,0060	0,0060	0,0050		0,0230	0,0090	0,0070	0,0070	0,0070	0,0070	0,0080	0,0080	0,0080	0,0080
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 4	0,0450	0,0500	0,0530	0,0310	0,0570	0,0440	0,0380	0,0560	0,0460	0,0460		0,0480	0,0420	0,0190	0,0010	0,0310	0,0100	0,0070	0,0250	0,0130	0,0160
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 5	0,0210	0,0250	0,0170	0,0130	0,0210	0,0210	0,0250	0,0250	0,0270	0,0260		0,0000	0,1220	0,1540	0,1060	0,0380	0,0390	0,0080	0,0370	0,1380	0,1210
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 6	0,0630	0,0640	0,0640	0,0620	0,0650	0,0620	0,0620	0,0650	0,0650	0,0650		0,0240	0,0300	0,0320	0,0300	0,0310	0,0320	0,0330	0,0320	0,0300	0,0310
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 7	0,0470	0,0450	0,0390	0,0410	0,0450	0,0480	0,0390	0,0530	0,0500	0,0490		0,0090	0,0090	0,0090	0,0160	0,0260	0,0140	0,0670	0,1700	0,1990	0,2260
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 8	0,0360	0,0580	0,0490	0,0380	0,0320	0,0350	0,0280	0,0390	0,0460	0,0380		0,0320	0,0350	0,0120	0,0000	0,0010	0,0040	0,0020	0,0040	0,0070	0,0080
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 9	0,0050	0,0060	0,0060	0,0080	0,0050	0,0070	0,0040	0,0030	0,0040	0,0040		0,0070	0,0100	0,0130	0,0150	0,0130	0,0110	0,0110	0,0100	0,0100	0,0100
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 10	0,0130	0,0120	0,0130	0,0120	0,0150	0,0130	0,0120	0,0130	0,0120	0,0130		0,0020	0,0040	0,0020	0,0030	0,0020	0,0040	0,0050	0,0050	0,0030	0,0060
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 11	0,0060	0,0040	0,0080	0,0140	0,0110	-0,0060	-0,0020	-0,0020	0,0180	0,0180		0,0330	0,0380	0,0430	0,0350	0,0480	0,0280	0,0510	0,0450	0,0450	0,0350

Escáner	Renishaw	Renishaw	Renishaw	Renishaw	Renishaw	Renishaw	Renishaw	Renishaw	Renishaw	Renishaw	Smart Optics	Smart Optics	Smart Optics	Smart Optics	Smart Optics	Smart Optics	Smart Optics	Smart Optics	Smart Optics	
Número de escaneado	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Número de puntos	19749	19712	19762	19663	19623	19607	19659	19617	19690	19642	3229	3048	3185	3168	3038	3128	3180	3047	3048	3099
Puntos/mm <sup>2</sup>	217,3	216,9	217,4	216,3	215,9	215,7	216,3	215,8	216,6	216,1	35,5	33,5	35,0	34,9	33,4	34,4	35,0	33,5	33,5	34,1
Desviación promedio	0,0368	0,0370	0,0372	0,0370	0,0370	0,0377	0,0369	0,0370	0,0371	0,0369	0,0366	0,0398	0,0330	0,0345	0,0363	0,0352	0,0362	0,0356	0,0358	0,0341
DE	0,0440	0,0440	0,0440	0,0440	0,0440	0,0440	0,0440	0,0440	0,0440	0,0440	0,0430	0,0460	0,0410	0,0430	0,0450	0,0440	0,0460	0,0450	0,0440	0,0430
Desviación externa media	0,0160	0,0170	0,0170	0,0170	0,0170	0,0170	0,0170	0,0160	0,0170	0,0170	0,0360	0,0410	0,0320	0,0340	0,0360	0,0340	0,0360	0,0350	0,0350	0,0340
Desviación interna media	-0,0490	-0,0480	-0,0480	-0,0490	-0,0480	-0,0490	-0,0480	-0,0480	-0,0480	-0,0480	-0,0350	-0,0420	-0,0320	-0,0360	-0,0390	-0,0350	-0,0360	-0,0360	-0,0400	-0,0350
Desviación externa máxima	0,1720	0,2950	0,2020	0,3450	0,2870	0,2080	0,0560	0,2950	0,2090	0,0590	0,1340	0,1490	0,1090	0,2730	0,1310	0,1240	0,1290	0,1300	0,1230	0,3900
Desviación interna máxima	-0,2880	-0,3840	-0,3510	-0,3490	-0,3720	-0,3250	-0,2960	-0,3600	-0,3360	-0,3050	-0,2580	-0,2810	-0,2250	-0,3630	-0,3440	-0,2830	-0,3660	-0,3470	-0,2520	-0,3000
Disc zona 1	-0,0228	-0,0440	-0,0318	-0,0208	-0,0363	-0,0243	-0,0223	-0,0298	-0,0335	-0,0240	-0,0753	-0,0973	-0,0875	-0,1078	-0,0955	-0,1123	-0,1045	-0,1048	-0,0935	-0,0933
Disc zona 2	0,0035	0,0040	0,0050	0,0055	0,0015	0,0060	0,0035	0,0040	0,0030	0,0065	0,0150	0,0210	0,0230	0,0380	0,0225	0,0235	0,0335	0,0270	0,0330	0,0255
Disc zona 3	0,0085	0,0095	0,0100	0,0110	0,0100	0,0090	0,0095	0,0090	0,0090	0,0090	0,0785	0,0875	0,0690	0,0750	0,0820	0,0800	0,0855	0,0810	0,0780	0,0790
Disc zona 4	-0,1020	-0,0655	-0,1230	-0,0450	0,0320	0,0265	-0,0350	-0,1035	-0,1685	-0,1735	0,0095	0,0185	0,0040	0,0210	-0,0050	0,0090	-0,0230	0,0375	0,0010	0,0110
Disc zona 5	0,0290	0,0300	0,0320	0,0300	0,0310	0,0320	0,0330	0,0320	0,0300	0,0310	0,0840	0,0720	0,0940	0,0980	0,0880	0,0970	0,0880	0,0900	0,0910	0,0940
Disc tipo 1 (valor abs)	0,0263	0,0440	0,0318	0,0213	0,0368	0,0243	0,0233	0,0318	0,0335	0,0280	0,0753	0,0973	0,0875	0,1078	0,0955	0,1123	0,1045	0,1048	0,0935	0,0933
Disc tipo 2 (valor abs)	0,0035	0,0040	0,0050	0,0055	0,0015	0,0060	0,0035	0,0040	0,0030	0,0065	0,0150	0,0210	0,0230	0,0380	0,0225	0,0235	0,0335	0,0270	0,0330	0,0255
Disc tipo 3 (valor abs)	0,0085	0,0095	0,0100	0,0110	0,0100	0,0090	0,0095	0,0090	0,0090	0,0090	0,0785	0,0875	0,0690	0,0750	0,0820	0,0800	0,0855	0,0810	0,0780	0,0790
Disc tipo 4 (valor abs)	0,1020	0,0655	0,1230	0,0450	0,0320	0,0265	0,0350	0,1035	0,1685	0,1735	0,0235	0,0305	0,0230	0,0210	0,0160	0,0140	0,0400	0,0375	0,0320	0,0140
Disc tipo 5 (valor abs)	0,0290	0,0300	0,0320	0,0300	0,0310	0,0320	0,0330	0,0320	0,0300	0,0310	0,0840	0,0720	0,0940	0,0980	0,0880	0,0970	0,0880	0,0900	0,0910	0,0940
Discrepancia punto de corte 1	-0,0440	-0,0610	-0,0530	-0,0490	-0,0670	-0,0550	-0,0330	-0,0530	-0,0690	-0,0530	-0,1180	-0,1790	-0,1060	-0,1670	-0,1020	-0,1670	-0,1250	-0,1800	-0,0950	-0,1190
Discrepancia punto de corte 2	0,0030	0,0040	0,0080	0,0080	0,0010	0,0080	0,0020	0,0030	0,0030	0,0070	0,0220	0,0230	0,0190	0,0390	0,0250	0,0180	0,0290	0,0290	0,0440	0,0200
Discrepancia punto de corte 3	0,0070	0,0090	0,0070	0,0070	0,0070	0,0070	0,0080	0,0080	0,0080	0,0080	0,0880	0,0930	0,0690	0,0830	0,0870	0,0790	0,0950	0,0810	0,0770	0,0710
Discrepancia punto de corte 4	-0,0120	-0,0420	-0,0190	0,0010	-0,0310	-0,0100	-0,0070	-0,0250	-0,0130	-0,0160	-0,0670	-0,0480	-0,0520	-0,1080	-0,0860	-0,0760	-0,1000	-0,0910	-0,0510	-0,0640
Discrepancia punto de corte 5	-0,0520	-0,1220	-0,1540	-0,1060	0,0380	0,0390	-0,0030	-0,0370	-0,1380	-0,1210	-0,0140	-0,0120	-0,0190	0,0340	-0,0210	-0,0050	0,0170	0,0290	0,0330	0,0250
Discrepancia punto de corte 6	0,0290	0,0300	0,0320	0,0300	0,0310	0,0320	0,0330	0,0320	0,0300	0,0310	0,0840	0,0720	0,0940	0,0980	0,0880	0,0970	0,0880	0,0900	0,0910	0,0940
Discrepancia punto de corte 7	-0,1520	-0,0090	-0,0920	0,0160	0,0360	0,0140	-0,0670	-0,1700	-0,1990	-0,2260	0,0330	0,0490	0,0270	0,0880	0,0110	0,0230	-0,0630	0,0460	-0,0310	-0,0030
Discrepancia punto de corte 8	0,0070	-0,0350	-0,0120	0,0000	0,0010	-0,0040	0,0020	0,0040	0,0070	0,0080	-0,0230	-0,0470	-0,0800	-0,0270	-0,0750	-0,0920	-0,0460	-0,0330	-0,0780	-0,0890
Discrepancia punto de corte 9	0,0100	0,0100	0,0130	0,0150	0,0130	0,0110	0,0110	0,0100	0,0100	0,0100	0,0690	0,0820	0,0690	0,0670	0,0770	0,0810	0,0760	0,0810	0,0790	0,0870
Discrepancia punto de corte 10	0,0040	0,0040	0,0020	0,0030	0,0020	0,0040	0,0050	0,0050	0,0030	0,0060	0,0080	0,0190	0,0270	0,0370	0,0200	0,0290	0,0380	0,0250	0,0220	0,0310
Discrepancia punto de corte 11	-0,0420	-0,0380	-0,0430	-0,0350	-0,0480	-0,0280	-0,0510	-0,0450	-0,0450	-0,0350	-0,0930	-0,1150	-0,1120	-0,1290	-0,1190	-0,1140	-0,1470	-0,1150	-0,1500	-0,1010
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 1	0,0440	0,0610	0,0530	0,0490	0,0670	0,0550	0,0330	0,0530	0,0690	0,0530	0,1180	0,1790	0,1060	0,1670	0,1020	0,1670	0,1250	0,1800	0,0950	0,1190
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 2	0,0030	0,0040	0,0080	0,0080	0,0010	0,0080	0,0020	0,0030	0,0030	0,0070	0,0220	0,0230	0,0190	0,0390	0,0250	0,0180	0,0290	0,0290	0,0440	0,0200
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 3	0,0070	0,0090	0,0070	0,0070	0,0070	0,0070	0,0080	0,0080	0,0080	0,0080	0,0880	0,0930	0,0690	0,0830	0,0870	0,0790	0,0950	0,0810	0,0770	0,0710
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 4	0,0120	0,0420	0,0190	0,0010	0,0310	0,0100	0,0070	0,0250	0,0130	0,0160	0,0670	0,0480	0,0520	0,1080	0,0860	0,0760	0,1000	0,0910	0,0510	0,0640
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 5	0,0520	0,1220	0,1540	0,1060	0,0380	0,0390	-0,0030	0,0370	0,1380	0,1210	0,0140	0,0120	0,0190	0,0340	0,0210	0,0050	0,0170	0,0290	0,0330	0,0250
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 6	0,0290	0,0300	0,0320	0,0300	0,0310	0,0320	0,0330	0,0320	0,0300	0,0310	0,0840	0,0720	0,0940	0,0980	0,0880	0,0970	0,0880	0,0900	0,0910	0,0940
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 7	0,1520	0,0090	0,0920	0,0160	0,0360	0,0140	0,0670	0,1700	0,1990	0,2260	0,0330	0,0490	0,0270	0,0880	0,0110	0,0230	0,0630	0,0460	0,0310	0,0030
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 8	0,0070	0,0350	0,0120	0,0000	0,0010	0,0040	0,0020	0,0040	0,0070	0,0080	0,0230	0,0470	0,0800	0,0270	0,0750	0,0920	0,0460	0,0330	0,0780	0,0890
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 9	0,0100	0,0100	0,0130	0,0150	0,0130	0,0110	0,0110	0,0100	0,0100	0,0100	0,0690	0,0820	0,0690	0,0670	0,0770	0,0810	0,0760	0,0810	0,0790	0,0870
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 10	0,0040	0,0040	0,0020	0,0030	0,0020	0,0040	0,0050	0,0050	0,0030	0,0060	0,0080	0,0190	0,0270	0,0370	0,0200	0,0290	0,0380	0,0250	0,0220	0,0310
Discrepancia punto de corte (val. abs.) 11	0,0420	0,0380	0,0430	0,0350	0,0480	0,0280	0,0510	0,0450	0,0450	0,0350	0,0930	0,1150	0,1120	0,1290	0,1190	0,1140	0,1470	0,1150	0,1500	0,1010

## Anexo 2: Propiedades del Peek 1000

PROPERTIES	Test methods	Units	KETRON
	ISO / (IEC)		PEEK-1000
Colour	-	-	natural (brownish grey) / black
Density	1183	g/cm <sup>3</sup>	1.31
Water absorption:			
- after 24/96 h immersion in water of 23°C (1)	62	mg	5 / 10
	62	%	0.06 / 0.12
- at saturation in air of 23°C / 50% RH	-	%	0.20
- at saturation in water of 23°C	-	%	0.45
<b>Thermal Properties</b>			
Melting temperature	-	°C	340
Glass transition temperature (2)	-	°C	—
Thermal conductivity at 23°C	-	W/(K.m)	0.25
Coefficient of linear thermal expansion:			
- average value between 23 and 100°C	-	m/(m.K)	50 x 10 <sup>-6</sup>
- average value between 23 and 150°C	-	m/(m.K)	50 x 10 <sup>-6</sup>
- average value above 150°C	-	m/(m.K)	110 x 10 <sup>-6</sup>
Temperature of deflection under load:			
- method A: 1.8 MPa	75	°C	160
Max. allowable service temperature in air :			
- for short periods (3)	-	°C	310
- continuously : for min. 20,000 h (4)	-	°C	250
Flammability (5):			
- "Oxygen Index"	4589	%	35
- according to UL 94 (1.5 / 3 mm thickness)	-	-	V-0 / V-0
<b>Mechanical Properties at 23°C</b>			
Tension test (6):			
- tensile stress at yield /tensile stress at break (7)	527	MPa	110 / —
- tensile strain at break (7)	527	%	20
- tensile modulus of elasticity (8)	527	MPa	4400
Compression test (9):			
- compressive stress at 1 % nominal strain (8)	604	MPa	29
- compressive stress at 2 % nominal strain (8)	604	MPa	57
Charpy impact strength - Unnotched (10)	179/1eU	kJ/m <sup>2</sup>	no break
Charpy impact strength - Notched	179/1eA	kJ/m <sup>2</sup>	3.5
Ball indentation hardness (11)	2039-1	N/mm <sup>2</sup>	230
Rockwell hardness (11)	2039-2	-	M 105
<b>Electrical Properties at 23 °C</b>			
Electric strength (12)	(60243)	kV/mm	24
Volume resistivity	(60093)	Ohm.cm	10 <sup>16</sup>
Surface resistivity	(60093)	Ohm	10 <sup>16</sup>
Relative permittivity $\epsilon_r$ :			
- at 100 Hz	(60250)	-	3.2
- at 1 MHz	(60250)	-	3.2
Dielectric dissipation factor tan $\delta$ :			
- at 100 Hz	(60250)	-	0.001
- at 1 MHz	(60250)	-	0.002
Comparative tracking index (CTI)	(60112)	-	150

Note: 1 g/cm<sup>3</sup> = 1000 kg/m<sup>3</sup>; 1 MPa = 1 N/mm<sup>2</sup>; 1 kV/mm = 1 MV/m.

Figura 68: Propiedades del PEEK proporcionadas por el fabricante.

## Anexo 3: Valores de discrepancia máximos.

También se escogieron las variables **discrepancia externa e interna máximas** por aportar aún más información respecto a las variables anteriormente mencionadas. No se han incluido en el cuerpo de esta memoria de tesis doctoral por razones de claridad y concisión.

### Anexo 3.1 Definición de las variables

Discrepancia externa máxima: Es la discrepancia máxima de signo positivo entre MRC y STL. Corresponde con la distancia máxima a la que se situó externamente el STL con respecto al MRC.

Discrepancia interna máxima: Es la discrepancia máxima de signo negativo entre MRC y STL. Corresponde con la distancia máxima a la que se situó internamente el STL con respecto al MRC.

### Anexo 3.2 Resultados de las variables

Tabla 43: Estadística descriptiva de los datos de los seis escáneres en conjunto

Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
<b>Discrepancia ext máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	216,5	216,5	106,7	56,0	383,0
<b>Discrepancia int máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	-338,9	338,9	43,2	-384,0	-225,0

Tabla 44: Estadística descriptiva de los datos del escáner **3Shape**

Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
<b>Discrepancia ext máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	189,7	189,7	132,2	75,0	383,0
<b>Discrepancia int máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	-340,0	340,0	41,6	-384,0	-260,0

Tabla 45: Estadística descriptiva de los datos del escáner **Imetric**

Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
<b>Discrepancia ext máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	204,7	204,7	97,7	108,0	381,0
<b>Discrepancia int máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	-346,2	346,2	42,3	-382,0	-251,0

Tabla 46: Estadística descriptiva de los datos del escáner **Lava Scan**

Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
<b>Discrepancia ext máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	270,2	270,2	104,1	82,0	365,0
<b>Discrepancia int máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	-374,0	374,0	8,1	-381,0	-356,0

Tabla 47: Estadística descriptiva de los datos del escáner **Renishaw**

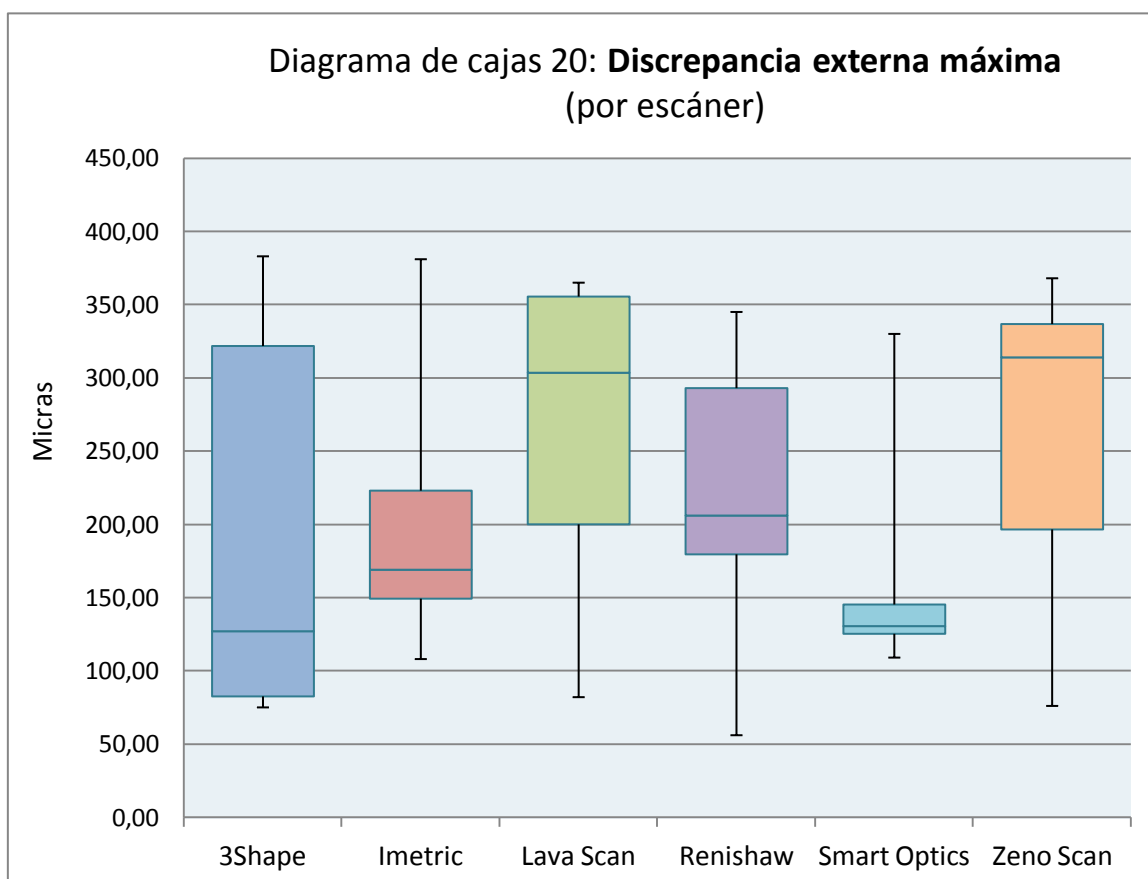
Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
<b>Discrepancia ext máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	212,3	212,3	98,1	56,0	345,0
<b>Discrepancia int máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	-336,6	336,6	32,6	-384,0	-288,0

Tabla 48: Estadística descriptiva de los datos del escáner **Smart Optics**

Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
<b>Discrepancia ext máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	163,2	163,2	74,8	109,0	330,0
<b>Discrepancia int máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	-301,9	301,9	50,3	-366,0	-225,0

Tabla 49: Estadística descriptiva de los datos del escáner **Zeno Scan**

Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
<b>Discrepancia ext máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	258,6	258,6	110,4	76,0	368,0
<b>Discrepancia int máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	-334,5	334,5	45,6	-382,0	-244,0



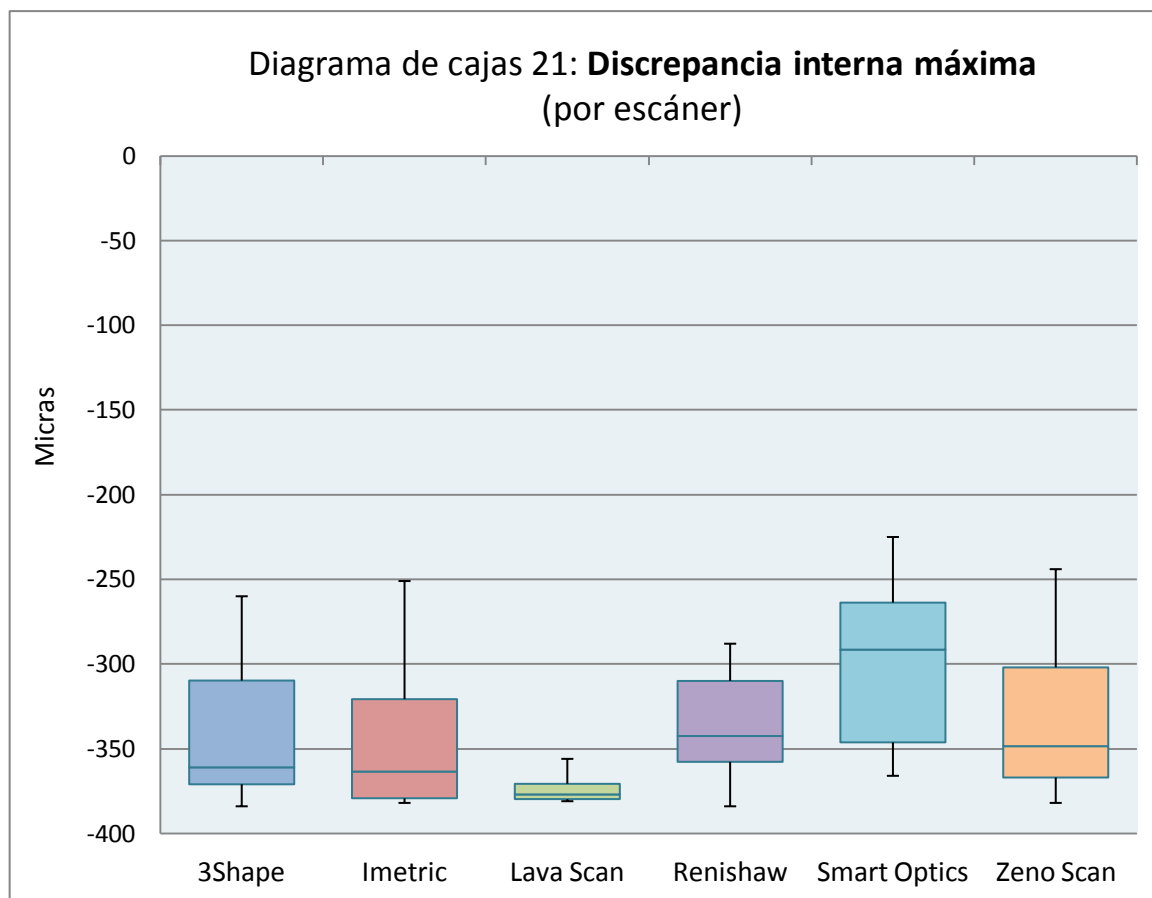


Tabla 50: Estadística descriptiva de los datos de los escáneres **de luz estructurada** en conjunto

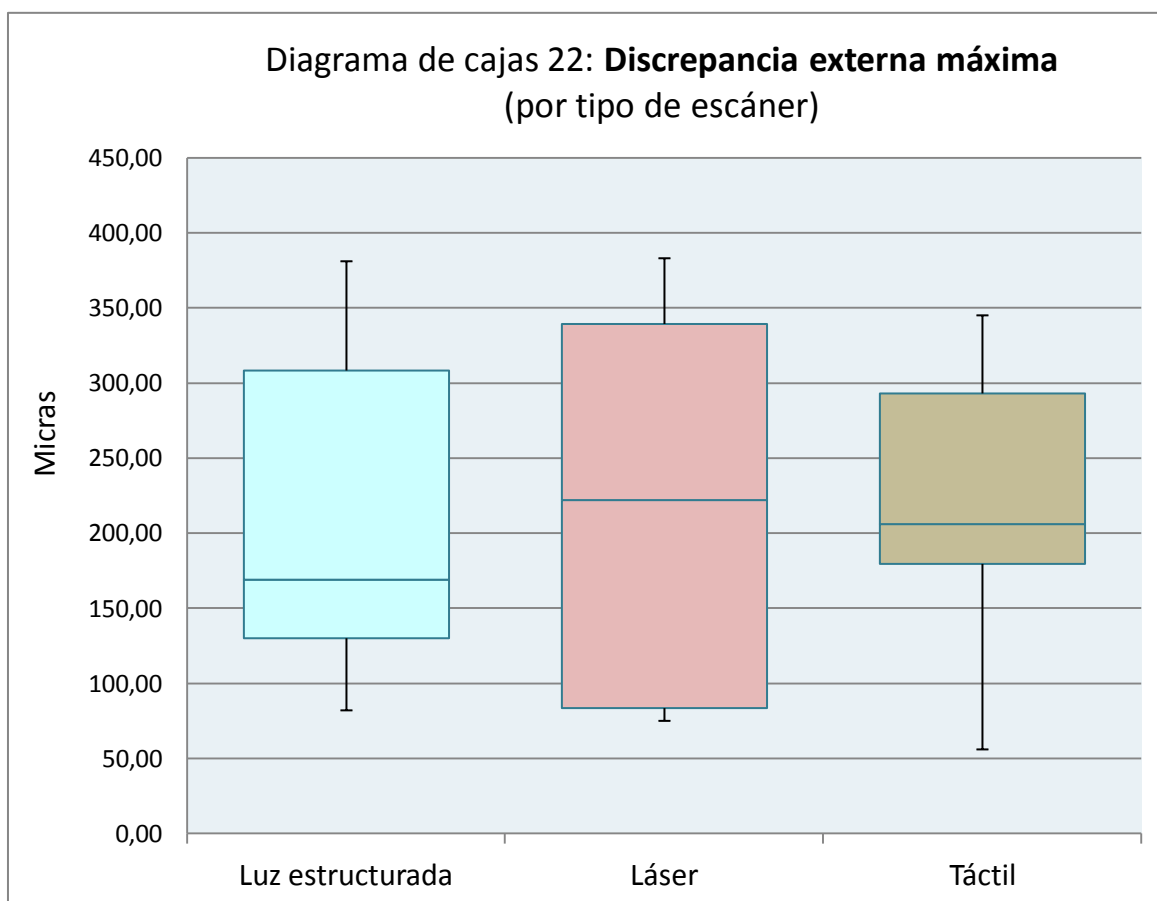
Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
<b>Discrepancia ext máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	212,7	212,7	100,3	82,0	381,0
<b>Discrepancia int máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	-340,7	340,7	47,7	-382,0	-225,0

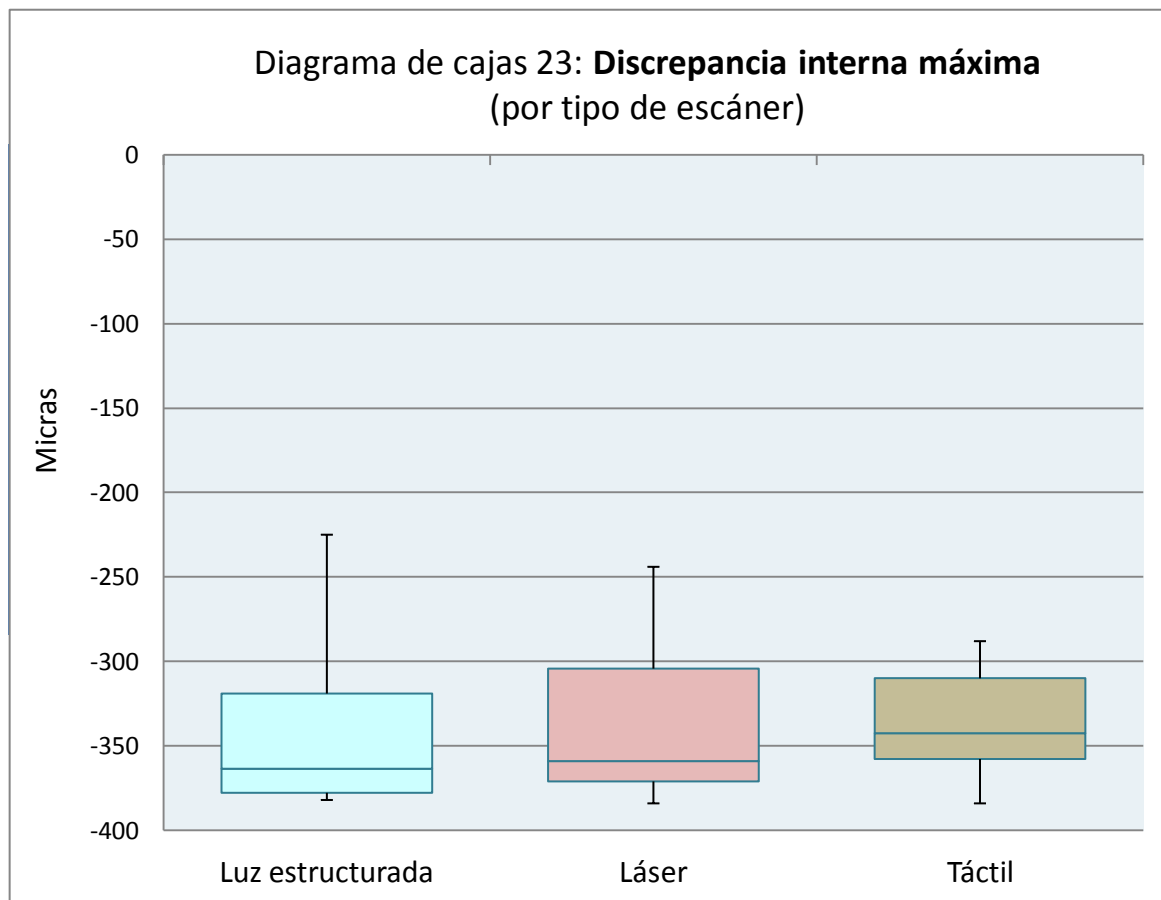
Tabla 51: Estadística descriptiva de los datos de los **escáneres láser** en conjunto

Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
<b>Discrepancia ext máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	224,2	224,2	123,7	75,0	383,0
<b>Discrepancia int máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	-337,2	337,2	42,6	-384,0	-244,0

Tabla 52: Estadística descriptiva de los datos de los **escáneres táctiles** en conjunto

Variable	Media (con signo)	Media del valor absoluto	Desviación típica	Mínimo	Máximo
<b>Discrepancia ext máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	212,3	212,3	98,1	56,0	345,0
<b>Discrepancia int máxima (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	-336,6	336,6	32,6	-384,0	-288,0



Tabla 53: Prueba de **Kolmogorov-Smirnov**

Escáner	Disc ext máxima	Disc int máxima
3Shape	0,008	0,084
Imetric	0,015	0,024
Lava Scan	0,041	0,053
Renishaw	0,269	0,744
Smart Optics	0,000	0,373
Zeno Scan	0,029	0,218

Las celdas marcadas en rojo indican desviación de la normalidad

Tabla 54: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **discrepancia externa máxima** (según escáner)

Escáner	Media (μm)	p-valor de las diferencias					
		Smart Optics	3Shape	Imetric	Renishaw	Zeno Scan	Lava Scan
<b>Smart Optics</b>	163,2	1,000	0,560	0,288	0,318	0,062	0,033
<b>3Shape</b>	189,7	0,560	1,000	0,631	0,677	0,198	0,121
<b>Imetric</b>	204,7	0,288	0,631	1,000	0,949	0,420	0,285
<b>Renishaw</b>	212,3	0,318	0,677	0,949	1,000	0,384	0,257
<b>Zeno Scan</b>	258,6	0,062	0,198	0,420	0,384	1,000	0,793
<b>Lava Scan</b>	270,2	0,033	0,121	0,285	0,257	0,793	1,000
Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas							

Tabla 55: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **discrepancia externa máxima** (según tipo de escáner)

Tipo de escáner	Media (μm)	p-valor de las diferencias		
		Táctil	Luz estructurada	Láser
<b>Táctil</b>	212,3	1,000	0,935	0,793
<b>Luz estructurada</b>	212,7	0,935	1,000	0,803
<b>Láser</b>	224,2	0,793	0,803	1,000
Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas				

Tabla 56: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **discrepancia interna máxima** (según escáner)

Escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	p-valor de las diferencias					
		Smart Optics	Zeno Scan	Renishaw	3Shape	Imetric	Lava Scan
<b>Smart Optics</b>	-301,9	1,000	0,132	0,173	0,070	0,020	0,000
<b>Zeno Scan</b>	-334,5	0,132	1,000	0,888	0,759	0,409	0,020
<b>Renishaw</b>	-336,6	0,173	0,888	1,000	0,654	0,334	0,014
<b>3Shape</b>	-340,0	0,070	0,759	0,654	1,000	0,604	0,044
<b>Imetric</b>	-346,2	0,020	0,409	0,334	0,604	1,000	0,136
<b>Lava Scan</b>	-374,0	0,000	0,020	0,014	0,044	0,136	1,000
Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas							

Tabla 57: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable **discrepancia interna máxima** (según tipo de escáner)

Tipo de escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	p-valor de las diferencias		
		Táctil	Láser	Luz estructurada
<b>Táctil</b>	-336,6	1,000	0,734	0,400
<b>Láser</b>	-337,2	0,734	1,000	0,543
<b>Luz estructurada</b>	-340,7	0,400	0,543	1,000
Las celdas marcadas en rojo indican diferencias estadísticamente significativas				

Tabla 58: **Coefficiente de correlación de Spearman** entre la resolución y el resto de variables sin distinguir escáner

Variable	Coefficiente	p valor
Discrepancia externa máxima	0,14861	0,2571
Discrepancia interna máxima	-0,42257	0,0008
Se muestra en rojo los valores estadísticamente significativos ( $p \leq 0.05$ )		

Tabla 59: **Coefficiente de correlación de Spearman** entre la resolución y el resto de variables para **3Shape**.

Variable	Coefficiente	p valor
Discrepancia externa máxima	-0,21212	0,5563
Discrepancia interna máxima	-0,09203	0,8004
Se muestra en rojo los valores estadísticamente significativos ( $p \leq 0.05$ )		

Tabla 60: **Coefficiente de correlación de Spearman** entre la resolución y el resto de variables para **Imetric**

Variable	Coefficiente	p valor
Discrepancia externa máxima	-0,10303	0,777
Discrepancia interna máxima	-0,20061	0,5784
Se muestra en rojo los valores estadísticamente significativos ( $p \leq 0.05$ )		

Tabla 61: **Coefficiente de correlación de Spearman** entre la resolución y el resto de variables para **Lava Scan**

Variable	Coefficiente	p valor
Discrepancia externa máxima	-0,28572	0,4236
Discrepancia interna máxima	-0,39514	0,2584
Se muestra en rojo los valores estadísticamente significativos ( $p \leq 0.05$ )		

Tabla 62: **Coefficiente de correlación de Spearman** entre la resolución y el resto de variables para **Renishaw**

Variable	Coefficiente	p valor
Discrepancia externa máxima	-0,1155	0,7507
Discrepancia interna máxima	0,04242	0,9074
Se muestra en rojo los valores estadísticamente significativos ( $p \leq 0.05$ )		

Tabla 63: **Coefficiente de correlación de Spearman** entre la resolución y el resto de variables para **Smart Optics**

Variable	Coefficiente	p valor
Discrepancia externa máxima	-0,1155	0,7507
Discrepancia interna máxima	0,20061	0,5784
Se muestra en rojo los valores estadísticamente significativos ( $p \leq 0.05$ )		

Tabla 64: **Coefficiente de correlación de Spearman** entre la resolución y el resto de variables para **Zeno Scan**

Variable	Coefficiente	p valor
Discrepancia externa máxima	0,19453	0,5902
Discrepancia interna máxima	-0,69697	0,0251
Se muestra en rojo los valores estadísticamente significativos ( $p \leq 0.05$ )		

## Anexo 4: ANOVA unifactorial para la comparación entre escáneres (prueba del rango múltiple de Duncan)

Tabla 65: ANOVA unifactorial (Duncan) para la variable **resolución**

Escáner	Media (puntos/mm <sup>2</sup> )	Grupos según significación*
Lava Scan	299,83	A
Renishaw	216,44	B
3Shape	96,96	C
Imetric	85,50	D
Zeno Scan	70,54	E
Smart Optics	34,29	F

\*Grupos con la misma letra no presentan diferencias estadísticamente significativas

Tabla 66: ANOVA unifactorial (Duncan) para la variable **discrepancia promedio**

Escáner	Media (μm)	Grupos según significación*
Lava Scan	29,0	A
Renishaw	35,7	B
3Shape	37,1	B
Imetric	42,1	C
Zeno Scan	43,2	C
Smart Optics	46,0	D

\*Grupos con la misma letra no presentan diferencias estadísticamente significativas

Tabla 67: ANOVA unifactorial (Duncan) para la variable **precisión** (desviación estándar)

Escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	Grupos según significación*
Lava Scan	37,5	A
Renishaw	43,8	B
3Shape	44,0	B
Imetric	46,6	C
Zeno Scan	50,2	D
Smart Optics	50,6	D

\*Grupos con la misma letra no presentan diferencias estadísticamente significativas

Tabla 68: ANOVA unifactorial (Duncan) para la variable **discrepancia externa media**

Escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	Grupos según significación*
Lava Scan	16,6	A
Renishaw	18,7	A B
3Shape	20,7	B
Imetric	21,7	B
Zeno Scan	28,2	D
Smart Optics	35,3	E

\*Grupos con la misma letra no presentan diferencias estadísticamente significativas

Tabla 69: ANOVA unifactorial (Duncan) para la variable **discrepancia interna media**

Escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	Grupos según significación*	
Lava Scan	-34,4	A	
Renishaw	-36,6	B	
3Shape	-45,2	C	
Imetric	-47,2	C	D
Zeno Scan	-48,3		D
Smart Optics	-57,4		E
*Grupos con la misma letra no presentan diferencias estadísticamente significativas			

Tabla 70 ANOVA unifactorial (Duncan) para la variable **discrepancia externa máxima**

Escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	Grupos según significación*	
Lava Scan	163,2	A	
Renishaw	189,7	A	B
3Shape	204,7	A	B
Imetric	212,3	A	B
Zeno Scan	258,6	A	B
Smart Optics	270,2		B
*Grupos con la misma letra no presentan diferencias estadísticamente significativas			

Tabla 71: ANOVA unifactorial (Duncan) para la variable **discrepancia interna máxima**

Escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	Grupos según significación*		
Lava Scan	-301,9	A		
Renishaw	-334,5	A	B	
3Shape	-336,6	A	B	C
Imetric	-340,0	A	B	C
Zeno Scan	-346,2		B	C
Smart Optics	-374,0			C

\*Grupos con la misma letra no presentan diferencias estadísticamente significativas

Tabla 72: ANOVA unifactorial (Duncan) para la variable **discrepancia zona 1**

Escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	Rango promedio	Grupos según significación*
Lava Scan	21,1	7,7	A
Renishaw	28,9	16,1	B
3Shape	39,1	29,9	C
Imetric	39,4	30,0	C
Zeno Scan	54,0	43,9	D
Smart Optics	97,2	55,5	E

\*Grupos con la misma letra no presentan diferencias estadísticamente significativas

Tabla 73: ANOVA unifactorial (Duncan) para la variable **discrepancia zona 2**

Escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	Grupos según significación*
Lava Scan	45,8	A
Renishaw	26,2	B
3Shape	13,25	C
Imetric	4,25	D
Zeno Scan	-5,2	E
Smart Optics	-7,9	E

\*Grupos con la misma letra no presentan diferencias estadísticamente significativas

Tabla 74: ANOVA unifactorial (Duncan) para la variable **discrepancia zona 3**

Escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	Grupos según significación*	
Lava Scan	-9	A	
Renishaw	-5,35	A	
3Shape	0,75	A	B
Imetric	8,6		B
Zeno Scan	9,45		B
Smart Optics	79,55		C

\*Grupos con la misma letra no presentan diferencias estadísticamente significativas

Tabla 75: ANOVA unifactorial (Duncan) para la variable **discrepancia zona 4**

Escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	Grupos según significación*	
Lava Scan	-75,75	A	
Renishaw	-0,5	B	
3Shape	8,35	B	C
Imetric	12	B	C
Zeno Scan	12,5	B	C
Smart Optics	33,85		C
*Grupos con la misma letra no presentan diferencias estadísticamente significativas			

Tabla 76 ANOVA unifactorial (Duncan) para la variable **discrepancia zona 5**

Escáner	Media ( $\mu\text{m}$ )	Rango promedio	Grupos según significación*
Lava Scan	20,6	6,5	A
Renishaw	31,0	14,6	A
3Shape	48,0	26,9	B
Imetric	63,7	38,5	C
Zeno Scan	82,0	44,5	D
Smart Optics	89,6	52,2	D
*Grupos con la misma letra no presentan diferencias estadísticamente significativas			

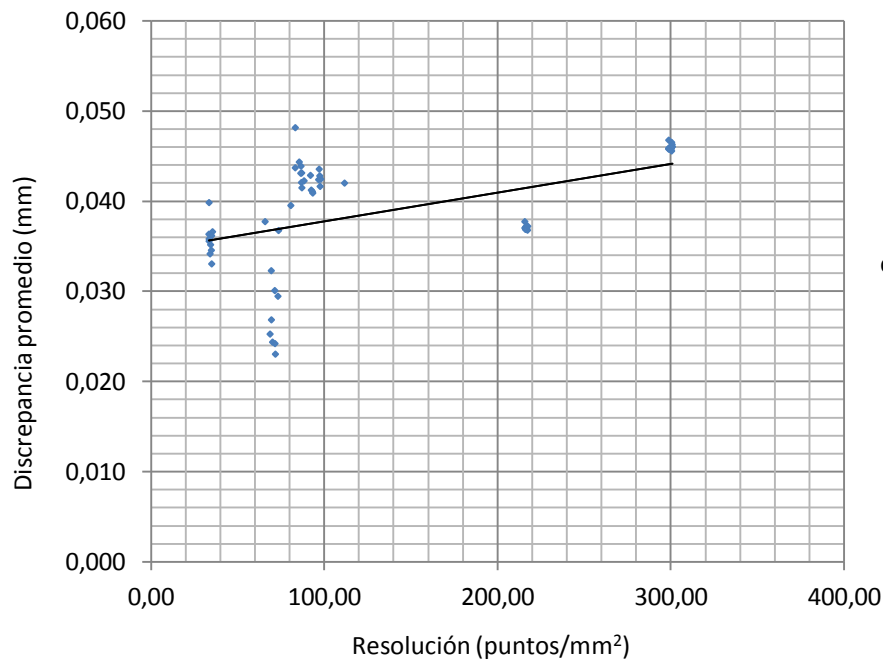
## Anexo 5: ANOVA unifactorial de medidas repetidas para la comparación entre zonas

Tabla 77: Prueba de rangos signados de Wilcoxon para la **comparación entre zonas** del corte virtual (p-valor)

	3Shape	Imetric	Lava Scan	Renishaw	Smart Optics	Zeno Scan
Dif 1-2	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001
Dif 1-3	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001
Dif 1-4	<0,0001	<0,0001	<0,0001	0,0711	<0,0001	<0,0001
Dif 1-5	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001
Dif 2-1	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001
Dif 2-3	0,0002	<0,0001	0,0019	<0,0001	<0,0001	0,1191
Dif 2-4	0,653	0,0012	<0,0001	0,0068	0,0129	0,9387
Dif 2-5	<0,0001	0,0214	<0,0001	<0,0001	<0,0001	0,0001
Dif 3-1	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001
Dif 3-2	0,0002	0,0001	0,0019	<0,0001	<0,0001	0,1191
Dif 3-4	<0,0001	0,7453	<0,0001	0,0045	<0,0001	0,3764
Dif 3-5	<0,0001	0,0022	<0,0001	<0,0001	0,0233	0,0006
Dif 4-1	<0,0001	<0,0001	<0,0001	0,0711	<0,0001	<0,0001
Dif 4-2	0,653	0,0012	<0,0001	0,0068	0,0129	0,9387
Dif 4-3	<0,0001	0,7453	<0,0001	0,0045	<0,0001	0,3764
Dif 4-5	<0,0001	0,0001	<0,0001	0,0011	<0,0001	<0,0001
Dif 5-1	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001
Dif 5-2	<0,0001	0,0214	<0,0001	<0,0001	<0,0001	0,0001
Dif 5-3	<0,0001	0,0022	<0,0001	<0,0001	0,0233	0,0006
Dif 5-4	<0,0001	0,0001	<0,0001	0,0011	<0,0001	<0,0001

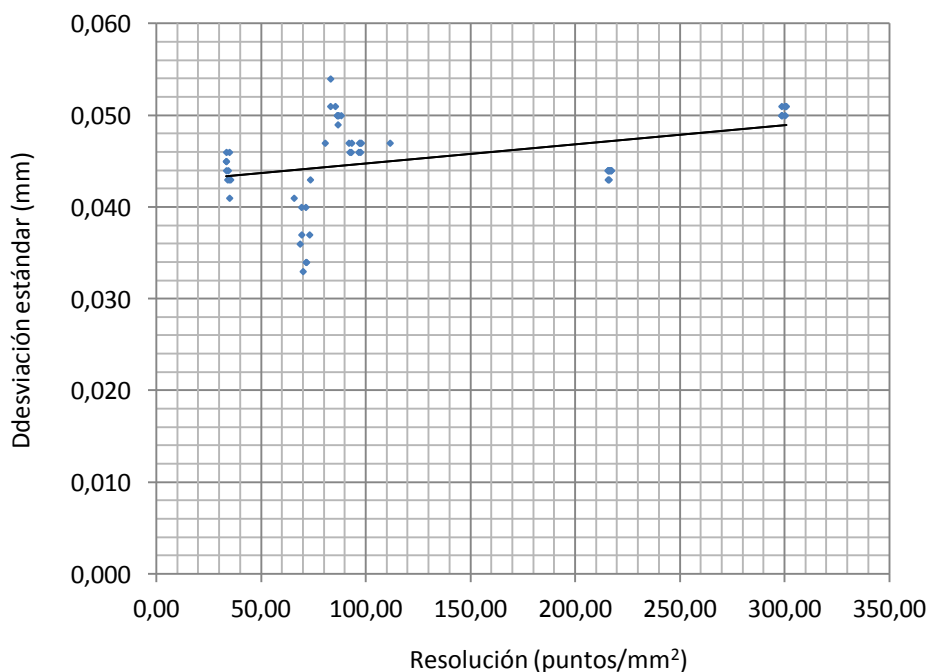
## Anexo 6: Gráficas de correlación entre resolución y resto de variables

Gráfica 1: Correlación entre resolución y **discrepancia promedio** globales



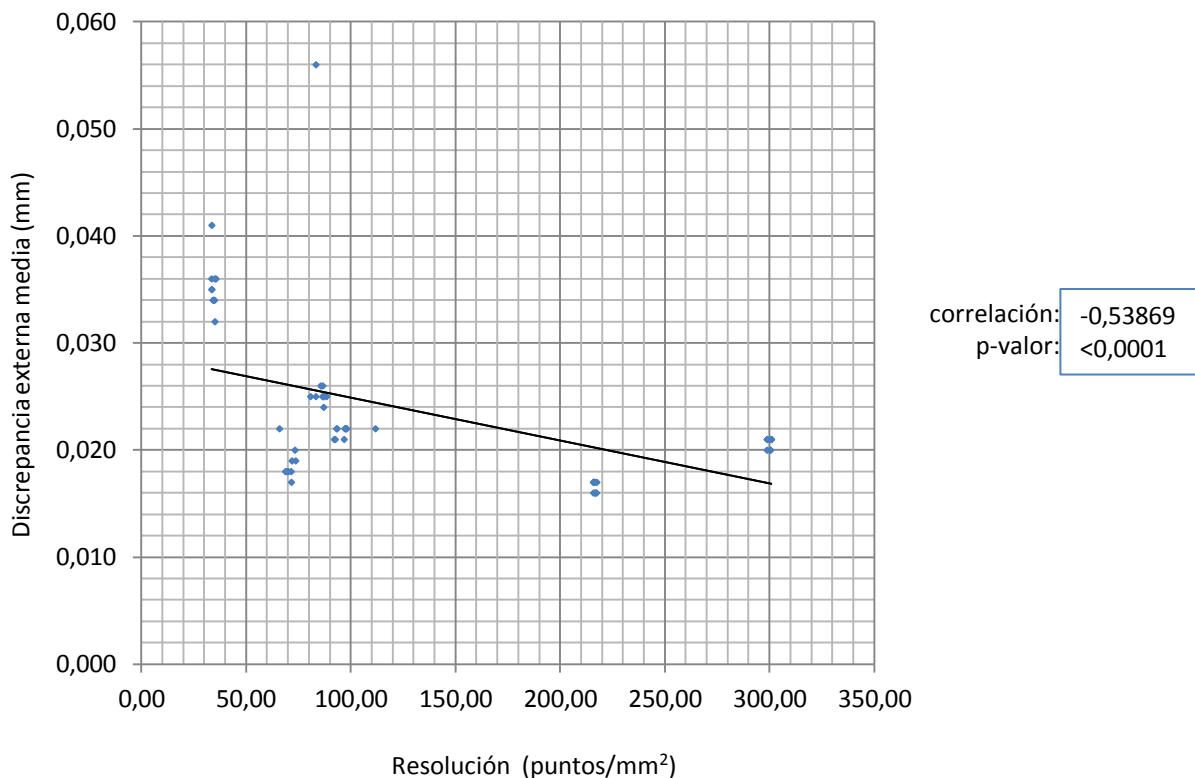
correlación: 0,65666  
p-valor: <0,0001

Gráfica 2: Correlación entre resolución y **precisión** (desviación estándar) globales

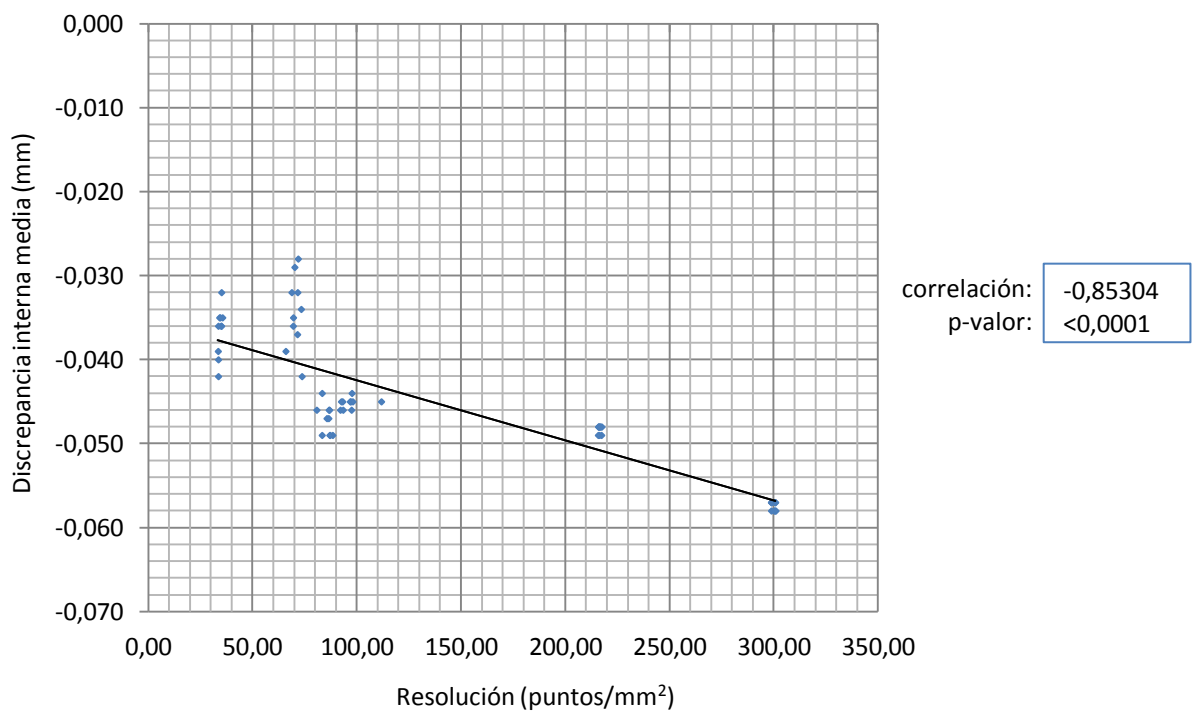


correlación: 0,5123  
p-valor: <0,0001

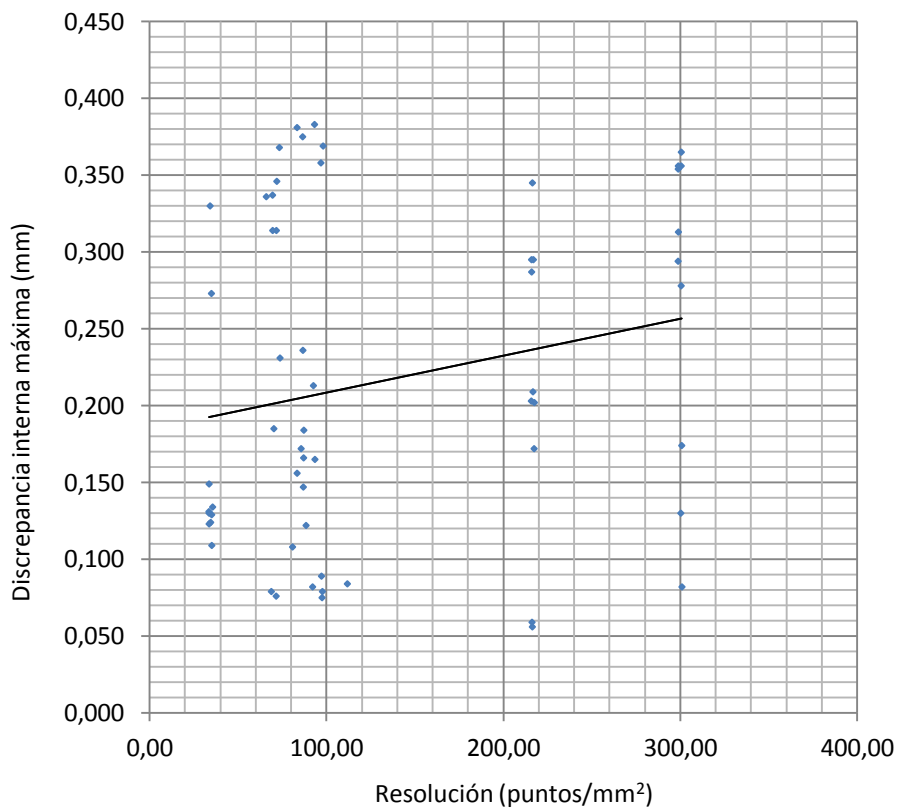
Gráfica 3: Correlación entre resolución y **discrepancia externa media** globales



Gráfica 4: Correlación entre resolución y **discrepancia interna media** globales

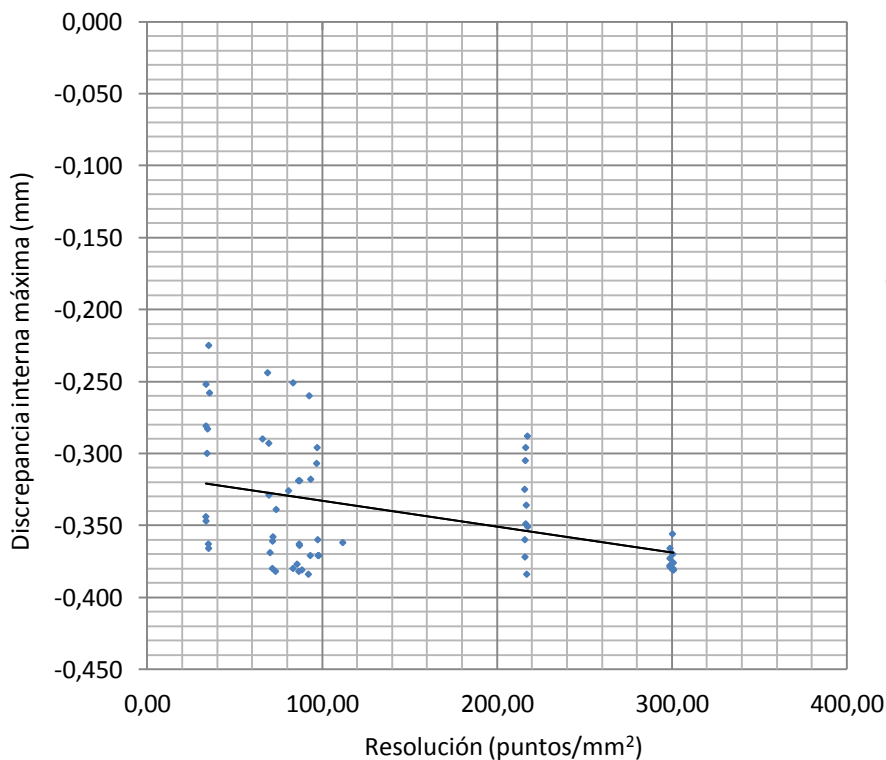


Gráfica 5: Correlación entre resolución y **discrepancia externa máxima** globales



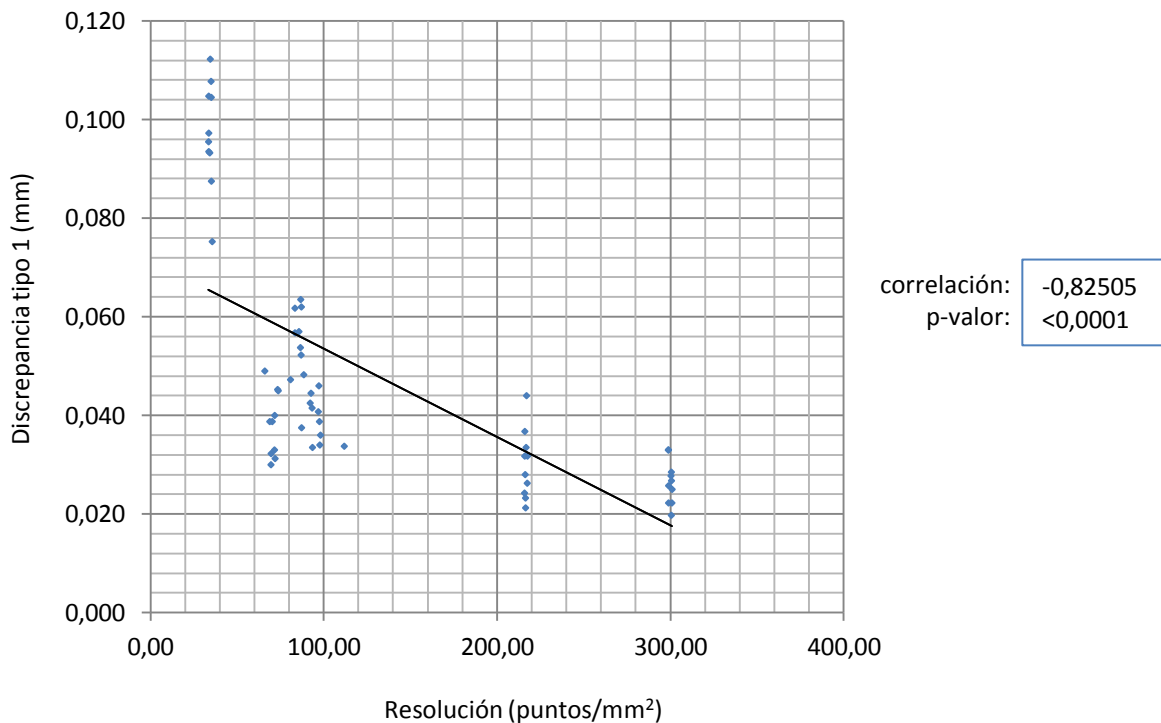
correlación: 0,14861  
p-valor: 0,2571

Gráfica 6: Correlación entre resolución y **discrepancia interna máxima** globales

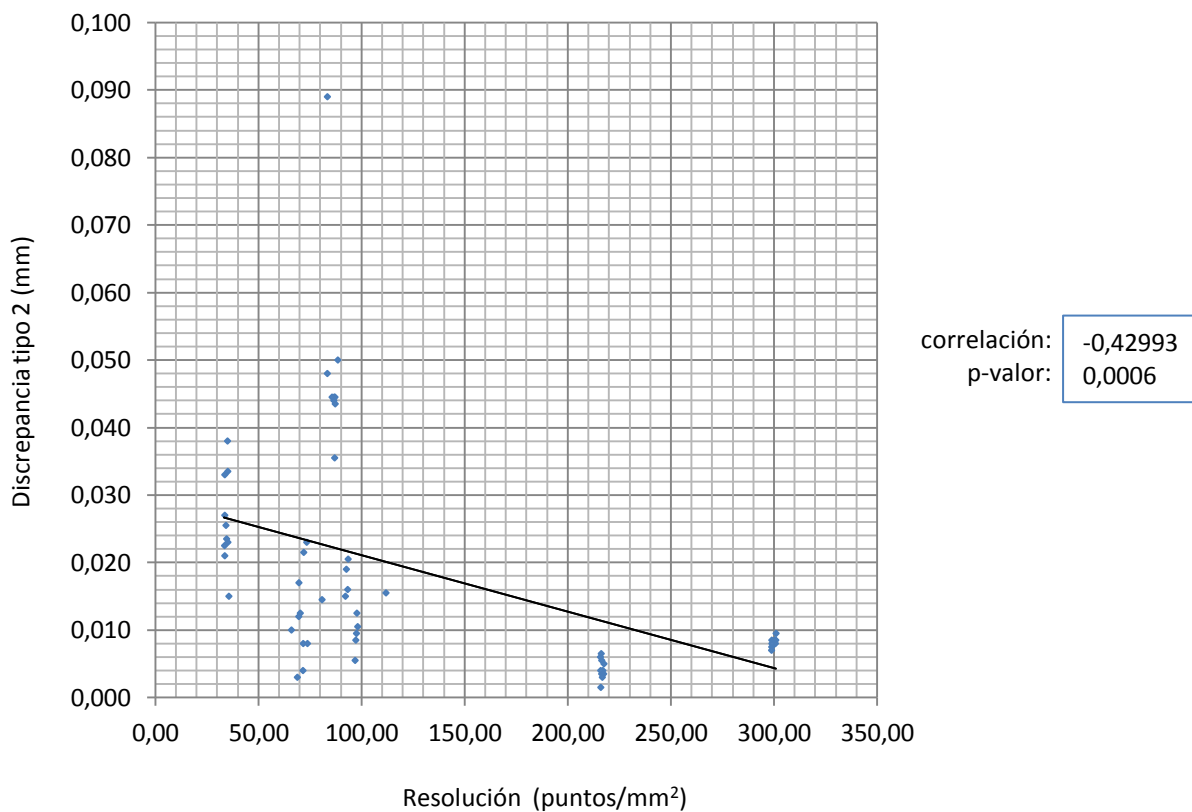


correlación: -0,42257  
p-valor: 0,0008

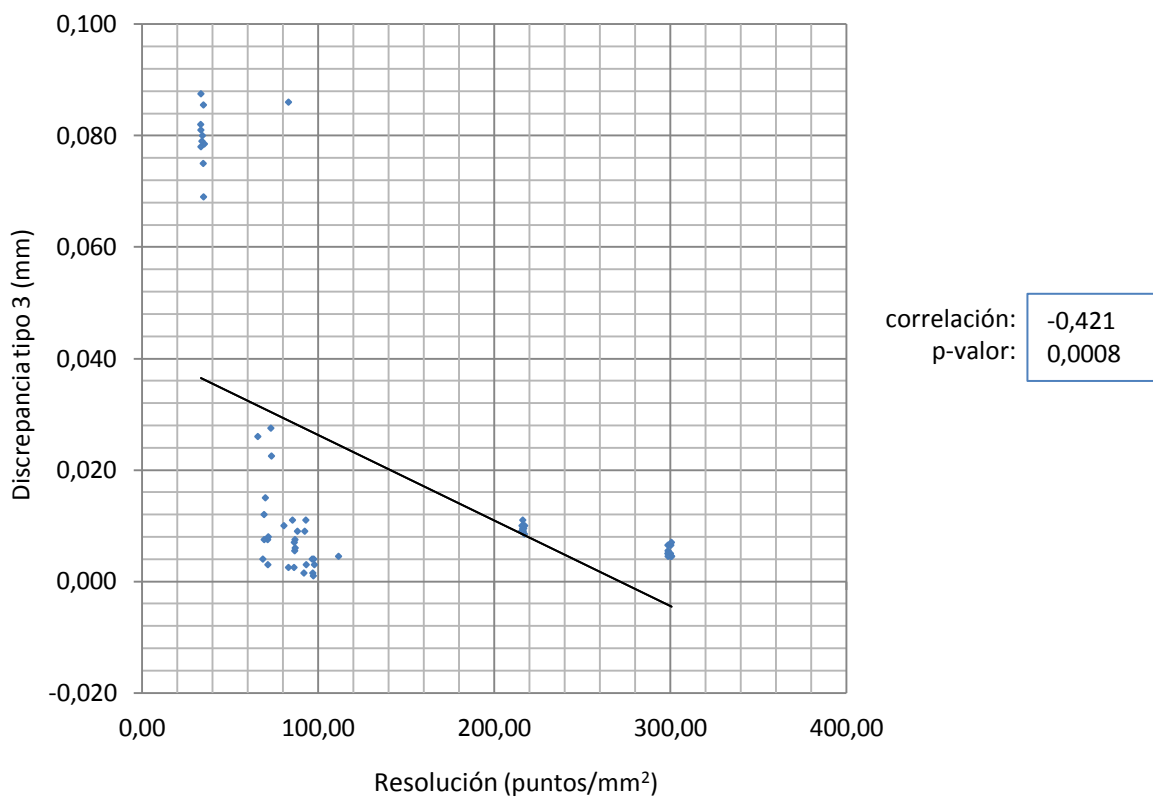
Gráfica 7: Correlación entre resolución y **discrepancia zona 1** globales



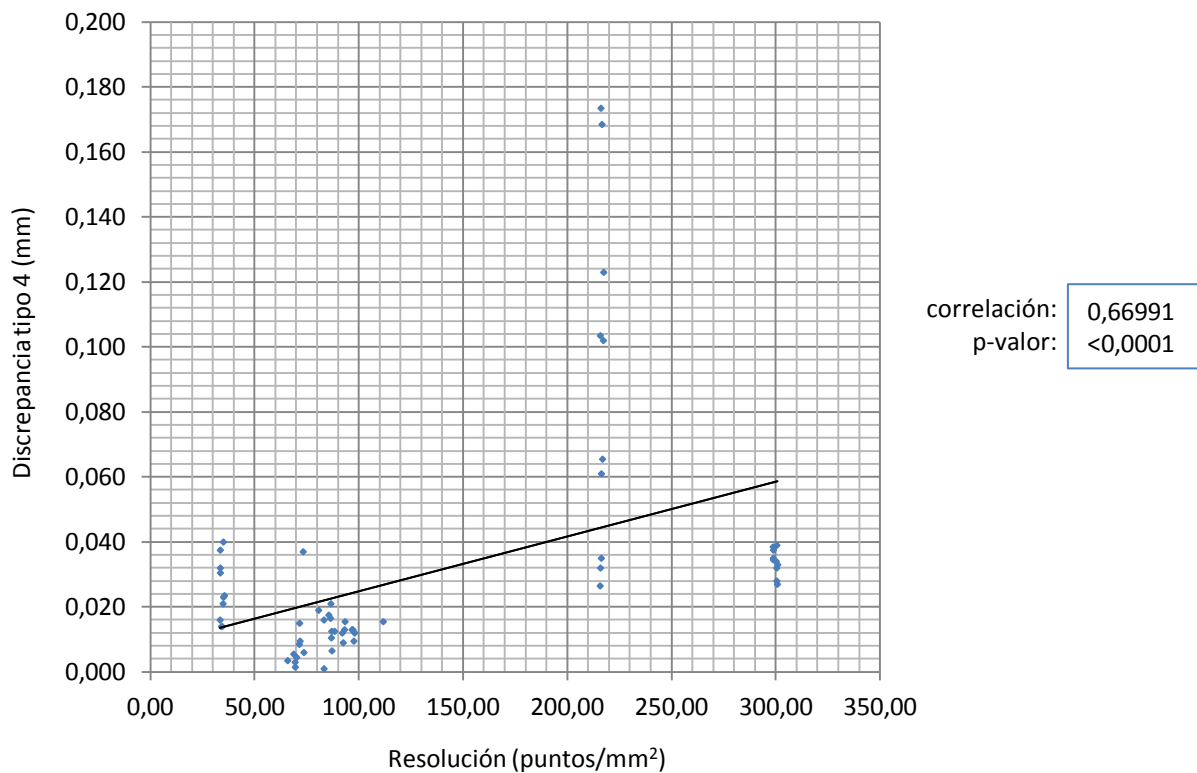
Gráfica 8: Correlación entre resolución y **discrepancia zona 2** globales

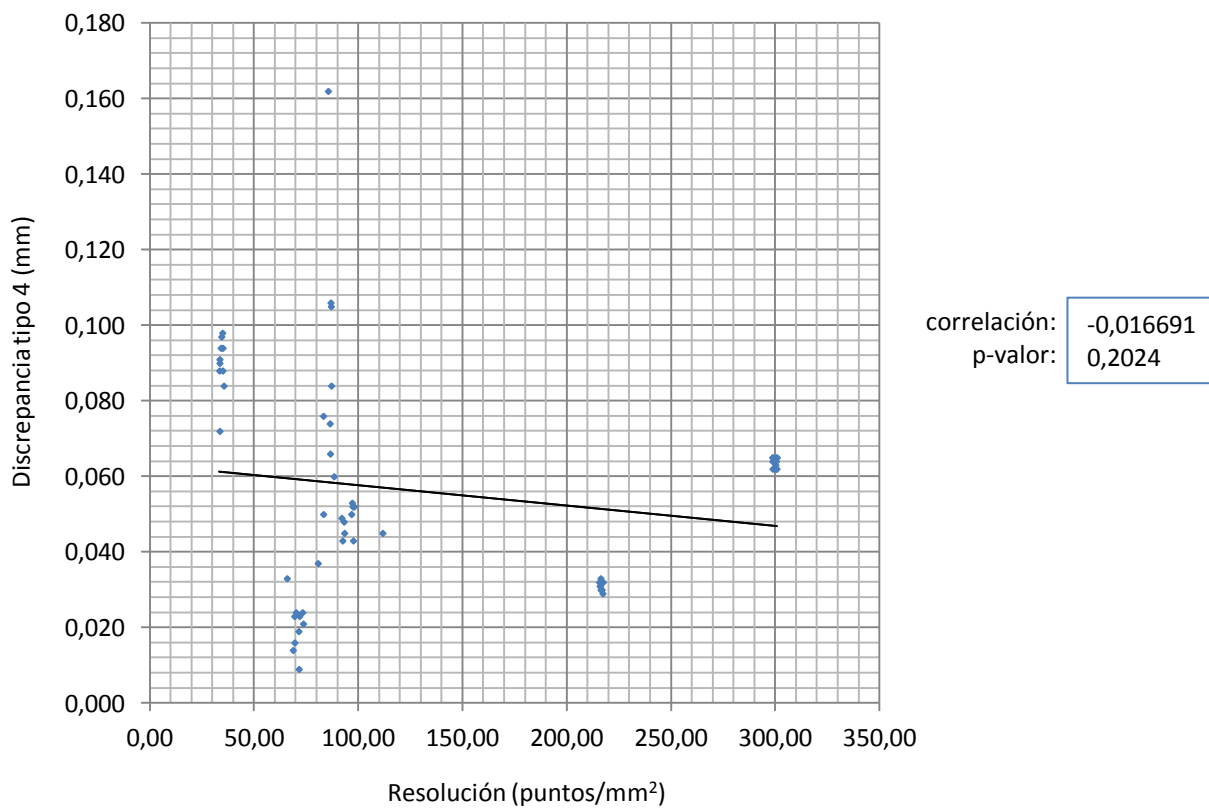


Gráfica 9: Correlación entre resolución y **discrepancia zona 3** globales

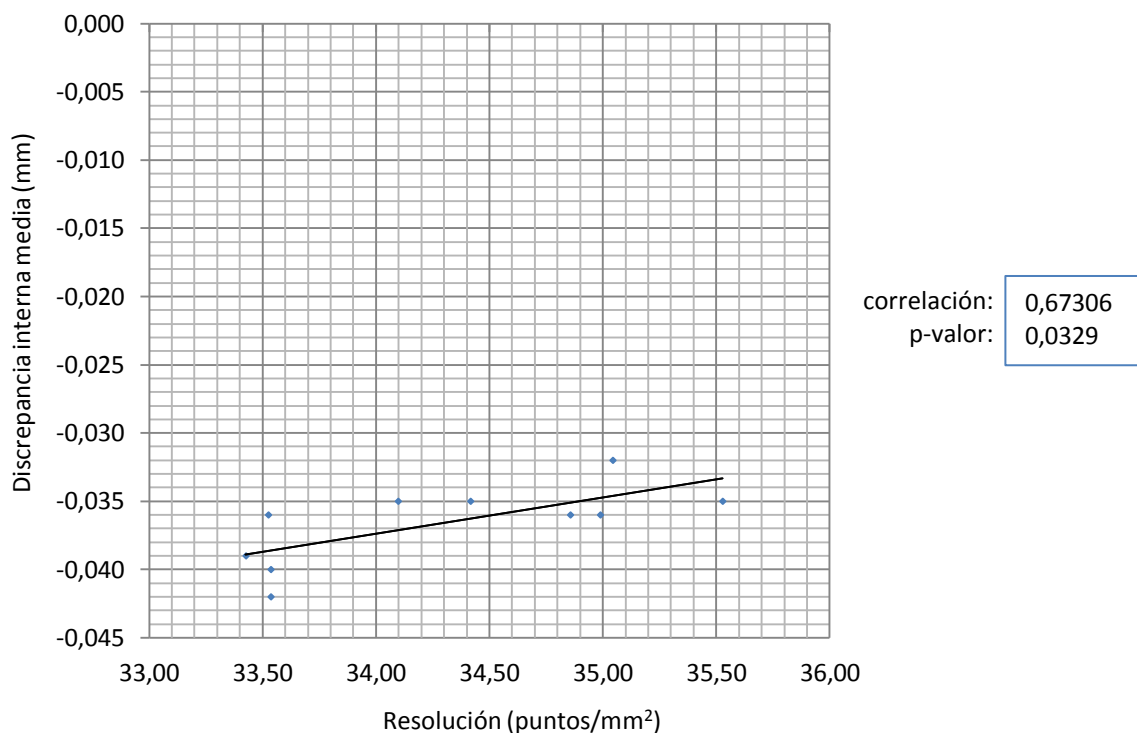


Gráfica 10: Correlación entre resolución y **discrepancia zona 4** globales

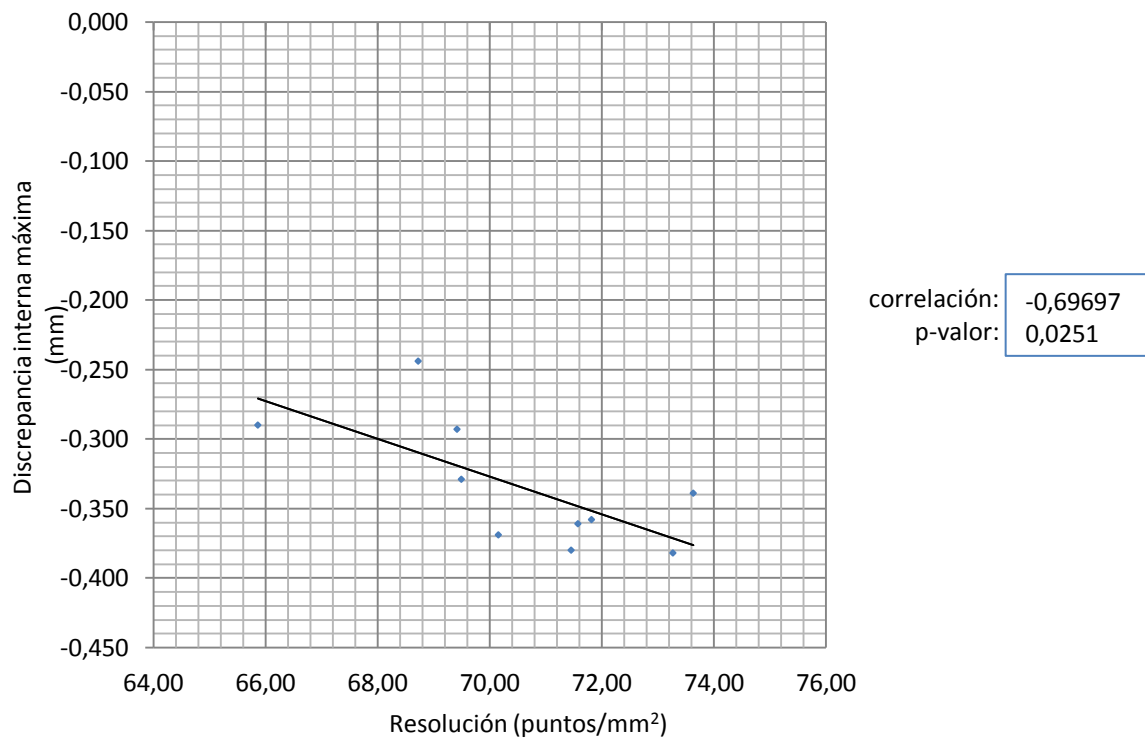


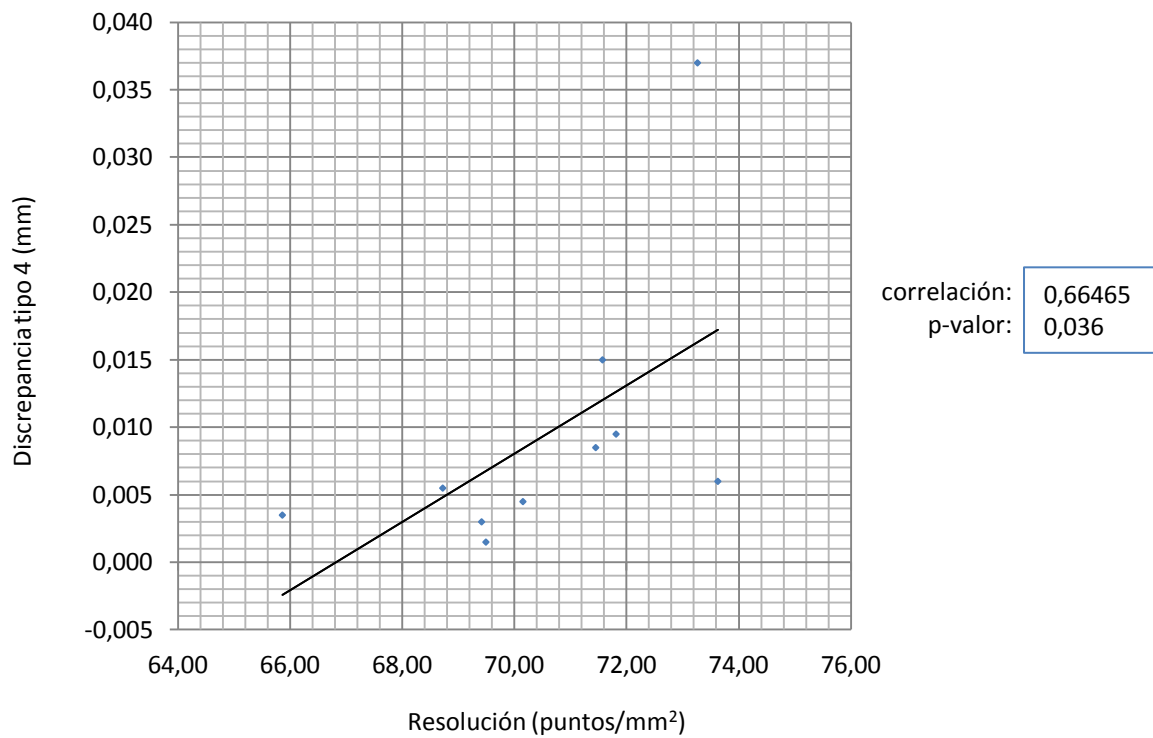
Gráfica 11: Correlación entre resolución y **discrepancia zona 5** globales

Gráfica 12: Correlación entre resolución y **discrepancia interna media** para Smart Optics



Gráfica 13: Correlación entre resolución y **discrepancia interna máxima** para Zeno Scan



Gráfica 14: Correlación entre resolución y **discrepancia zona 4** para Zeno Scan

## Anexo 7: Comparativa diseño CAD Vs modelo de referencia CAD (MRC)

Tabla 78: Discrepancia entre diseño CAD del modelo maestro y modelo de referencia CAD (MRC) ( $\mu\text{m}$ )

<b>Modelo de referencia</b>	CAD original
<b>Modelo de estudio</b>	CMM
<b>Número de puntos</b>	82457
<b>Discrepancia promedio</b>	35,082513
<b>Discrepancia externa máxima</b>	160
<b>Discrepancia interna máxima</b>	-159
<b>Discrepancia externa media</b>	39
<b>Discrepancia interna media</b>	-16
<b>Desviación estándar</b>	40

Tabla 79: Distribución de la discrepancia entre diseño CAD del modelo maestro y modelo de referencia CAD (MRC) según número de puntos

<b>Rangos de discrepancia (<math>\mu\text{m}</math>)</b>		<b>Número de puntos</b>	<b>% de puntos</b>
$\geq$ (min)	< (max)		
-160	-138	52	0,063
-138	-116	73	0,089
-116	-95	149	0,181
-95	-73	141	0,171
-73	-51	144	0,175
-51	-29	1591	1,929
-29	29	49819	60,418
29	51	12214	14,813
51	73	6116	7,417
73	95	4518	5,479
95	116	3720	4,511
116	138	2857	3,465
138	160	1062	1,288

Tabla 80: Distribución de la discrepancia entre diseño CAD del modelo maestro y modelo de referencia CAD (MRC) en función de la DE

Distribución según la DE		Número de puntos	% de puntos
≥ (min)	< (max)		
-6*DE	-5*DE	0	0
-5*DE	-4*DE	78	0,095
-4*DE	-3*DE	213	0,258
-3*DE	-2*DE	264	0,32
-2*DE	-1*DE	8457	10,256
-1*DE	0*DE	42957	52,096
0*DE	1*DE	17509	21,234
1*DE	2*DE	7883	9,56
2*DE	3*DE	4923	5,97
3*DE	4*DE	173	0,21
4*DE	5*DE	0	0
5*DE	6*DE	0	0

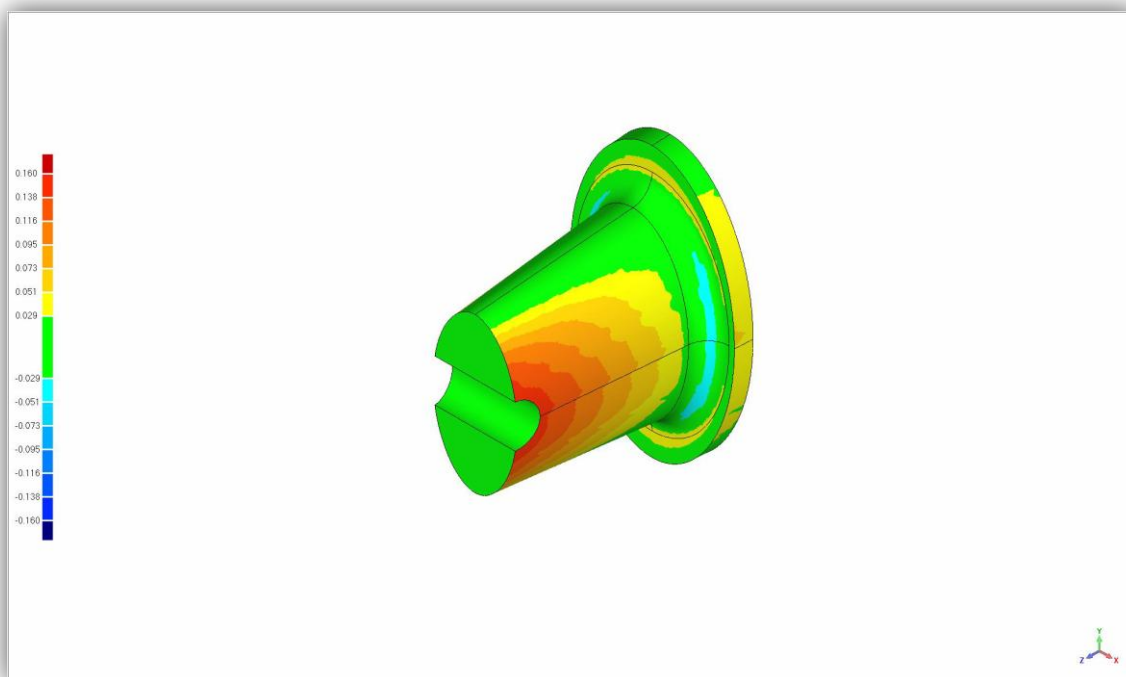


Figura 69: Diagrama de color de la discrepancia entre diseño CAD e IGES de la CMM (mm).

## Anexo 8: Certificado ISO de la CMM

ISO 10360-2 HOJA DE IDENTIFICACIÓN		Certificado N° : 0132/2010	
		Pagina 4 de 4 y tres anexos	
<b>INFORMACIÓN DE MAQUINA</b>			
MAQUINA	: GLOBAL PERFORMANCE	TAMAÑO:	07-10-07
FABRICANTE	: HEXAGON METROLOGY		
NUMERO DE SERIE	: 955		
SOFTWARE	: PCDMIS	VERSIÓN:	4.3MR2
ELECTRÓNICA	: FBII		
UBICACIÓN DE LA MAQ.	: DITECMA AVDA.DE LA INDUSTRIA 18,LOCAL 5 28947-FUENLABRADA (MADRID)		
NÚMERO DE VOLUMENES	: 2		
Espec. Fabr. $MPE_E = 1.5 + 3 L / 1000$		[Micrometros]	
Espec. Fabr. $MPE_p = 1.7$		[Micrometros]	
<b>INFORMACIÓN DE PALPADORES</b>			
TIPO DE CABEZAL	: TESASTAR-M	S/N	: 3J 0030 00
TIPO DE SENSOR	: SP25M	S/N	: 8H0260
LONGITUD DE PUNTA	: 20	[mm]	
RADIO DE PALPADOR	: 2	[mm]	
LONGITUD DE EXTENSIÓN	:	[mm]	
<b>INFORMACIÓN DE MEDICIÓN</b>			
VELOCIDAD DE POSICIÓN	: 100	[% del máx.]	
VELOCIDAD DE MEDICIÓN	: 1.7	[% del máx.]	
ACELERACIÓN	: 100	[% del máx.]	
DIST. APROXIMACIÓN	: 5	[mm]	
COMPENSACIÓN TÉRMICA	: Lineal		
<b>INFORMACIÓN AMBIENTAL ADICIONAL :</b>			
-----			
-----			
<b>FECHAS DE LA CALIBRACIÓN:</b>			
	Inicio	Final	
	10/06/10	10/06/10	