

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

Análisis de la efectividad de un sistema auxiliar de anillas diseñadas para modificar la geometría de scanbodies durante el procedimiento de captación óptica intraoral. Estudio in vitro.

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTORA
PRESENTADA POR

Irene Carmen García Martínez

Directores

Guillermo Jesús Pradíes Ramiro

Marta Romeo Rubio

Madrid, 2021

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

**Análisis de la efectividad de un sistema auxiliar de anillas diseñadas
para modificar la geometría de scanbodies durante el
procedimiento de captación óptica intraoral. Estudio in vitro.**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTORA
PRESENTADA POR

Irene Carmen García Martínez

Directores

Guillermo Jesús Pradés Ramiro

Marta Romeo Rubio

Madrid, 2021

A mis padres Carmen y Jesús, y a mi hermana María Eugenia.

Este proyecto académico se trata de una labor conjunta. No habría sido posible sin la colaboración de muchas personas, a las que me gustaría mostrar mi agradecimiento durante todos estos años.

Prof. Guillermo Pradés,

Como director de este proyecto de tesis doctoral, como mentor y maestro. Por su infinita paciencia, perseverancia, dedicación y esfuerzo. Por creer en mí desde el primer instante y de forma tan incondicional. Por haber contribuido tanto en mi formación y contagiarme de su pasión por la docencia e investigación. Por enseñarme a pensar "fuera de la caja".

Profa. Marta Romeo

Como codirectora de este proyecto. Por ser un referente en el ámbito profesional y personal. Por su inestimable apoyo y sus constantes ánimos. Por conseguir siempre sacarnos una sonrisa ante cualquier situación.

Profa. María Paz Salido

Por ser ejemplo de entrega, organización y vocación docente. Por haberme ofrecido siempre su inestimable apoyo y su cálido afecto. Por hacer este proyecto más fácil.

Prof. Ignacio Sanz

Como referente profesional y personal. Por haberme enseñado tanto y haberme ofrecido tantas oportunidades desde mis inicios en la Universidad.

David Antonio Cáceres

Como coautor de esta investigación. Por mostrarse siempre dispuesto a trabajar en equipo y de forma tan perseverante, eficaz y desinteresada.

Belén Morejón

Como coautora de este proyecto y compañera incansable de investigación experimental. Por haber contribuido en este proyecto de forma tan impecable.

Christian Castaño

Por su contribución técnica en gran parte de este trabajo. Por estar siempre dispuesto a dar lo mejor de sí.

Carlos Cordero

Por su desinteresada ayuda en el diseño técnico de las anillas de este proyecto.

Mercedes Robles Medina

Por imprimir las anillas y estar siempre dispuesta a hacerme reír.

Federico Roldán, Raúl Díaz y, Yolanda Herrero

Por su colaboración técnica tan eficiente en la investigación.

Cristina Zarauz, Beatriz Giménez, Eduardo Cárdenas, Francisco Martínez Rus, Pablo González de Villaumbrosía, Pablo Gómez Cogolludo, Santiago Barrendero, Arhelys Valverde, Gabriel García, Cristian Abad, Federico Herrero, David Valero, Leticia Sala, Carlos Fernández-Villares, Elena Figuro, Ana Carrillo, Ana Molina, Eduardo Montero, Alberto Ortiz-Vigón, Marta Soldevilla, Vincenzo Giovane, Stefano Gelli, Antonio Meaños, Inmaculada González, Marianela Ponce, Belén Morón, David de Paz, y Alessandro Sallorenzo.

Por ser referentes académicos y ofrecerme su apoyo desde mis primeros días en la Universidad hasta día de hoy.

A todos los empleados de la Universidad Complutense y en especial a Elia Bas

Por su entrega, profesionalidad y eficacia. Por haberme ayudado tanto durante estos años.

A todos los profesores, compañeros y alumnos del Máster de Nuevas Tecnologías.

A Lourdes Fernández

Por enseñarme a ver todo desde la mejor perspectiva.

A toda mi familia y mis amigos del cole,

Por todo el apoyo, la comprensión y los ánimos.

A mis padres, Carmen y Jesús.
A mi hermana.

Por todo vuestro amor y por estar siempre ahí.

ANTE todo, debe aspirar a metas que superen sus posibilidades.

Debe desarrollar una indiferencia completa ante las limitaciones que imponen sus capacidades.

_No hay nada imposible



ÍNDICE

ÍNDICE DE CONTENIDOS

ÍNDICE	12
<i>ÍNDICE DE CONTENIDOS</i>	13
RESUMEN ABSTRACT	15
RESUMEN	16
Título	16
Introducción.....	16
Objetivos.....	17
Materiales y métodos	17
Resultados	18
Conclusión	18
ABSTRACT.....	20
Title	20
Background	20
Objectives	21
Material and Methods	21
Results	22
Conclusion	22
I. INTRODUCCIÓN	24
1. INTRODUCCIÓN	25
1.1. La tecnología CAD/CAM.....	26
1.2. Flujo de trabajo digital en Odontología.....	28
1.3. Clasificación de escáneres de uso odontológico.....	34
1.4. Concepto de ajuste pasivo	62
1.5. Concepto de fiabilidad	63
1.6. Concepto de efectividad.....	68
II. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	69
2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	70
2.1. Justificación	70
2.2. Objetivos.....	74
III. HIPÓTESIS DE TRABAJO	75
3. HIPÓTESIS DE TRABAJO	76
3.1. Hipótesis nula	76
IV. MATERIAL Y MÉTODOS	77
4. MATERIAL Y MÉTODOS.....	78
4.1. Preparación del modelo maestro.....	78
4.2. Medición de superficies de referencia con máquina de medición de coordenadas.....	79
4.3. Diseño y fabricación de anillas de escaneado	80

4.4. Preparación de modelo para el escaneado.....	82
4.5. Procedimiento de escaneado.....	84
4.6. Inspección de escaneado y validación.....	88
4.7. Estudio de la EFICIENCIA	89
4.8. Estudio de la EFICACIA	91
4.8. Estudio de la EFECTIVIDAD	102
V. RESULTADOS.....	106
5. RESULTADOS	107
5.1. Resultados del análisis de la EFICIENCIA	107
5.2. Resultados del análisis de la EFICACIA	114
VI. DISCUSIÓN.....	141
6. DISCUSIÓN	142
6.1. En Cuanto a Material y Método	144
6.2. Consideraciones entre los estudios in vivo e in vitro	151
6.3. Análisis de la eficiencia	152
6.5. Estudios y técnicas utilizados para el análisis de la eficiencia	155
6.4. Análisis de la fiabilidad	159
6.5. Estudios y técnicas para el análisis de la eficacia o fiabilidad.....	160
VII. CONCLUSIONES	166
7. CONCLUSIONES	167
VIII. BIBLIOGRAFÍA.....	168
8. BIBLIOGRAFIA	169
IX. ANEXOS	191
9. ANEXOS.....	192
Anexo 1: Informe MMC.....	192
Anexo 2: Análisis estadístico SPSS.....	198

RESUMEN | ABSTRACT

RESUMEN

Título

Análisis de la efectividad de un sistema auxiliar de anillas diseñadas para modificar la geometría de scanbodies durante el procedimiento de captación óptica intraoral. Estudio in vitro.

Introducción

Los modelos digitales generados por escáneres dentales constituyen un requerimiento inicial imprescindible el flujo de diseño y/o fabricación digital de la prótesis dental. En el caso de las rehabilitaciones sobre implantes, la digitalización de aditamentos de escaneado, en inglés intraoral scanbodies (ISBs) permite la orientación relativa de la posición de cada uno de los implantes en el modelo digital sobre el que se diseña la prótesis.

Actualmente, el escaneado intraoral de arcadas edéntulas con implantes múltiples se considera uno de los retos más exigentes pues todavía no ha sido demostrada la obtención de modelos fiables de manera repetible para recomendar su uso clínico regular. Los contornos anatómicos de bajo relieve y, en general móviles que suelen presentar las arcadas completamente edéntulas, especialmente las mandibulares, generan condiciones desfavorables para la captación óptica intraoral. Así mismo, escanear superficies similares o repetitivas, como aditamentos de escaneado geoméricamente parecidos entre sí, incrementa la probabilidad de fusión o "cosido" incongruente entre fotogramas y/o el solapamiento erróneo de referencias ópticas. Estos errores de captación óptica no solo implican un impacto en detrimento de la eficiencia de escaneado, también incrementan potencialmente la introducción de inexactitudes de los modelos generados durante el proceso de reconstrucción.

El empleo de técnicas alternativas o complementarias basadas en fotogrametría o radiología 3D pueden contribuir a superar algunas de las limitaciones con respecto a los escáneres intraorales. No obstante, no siempre está justificada la elección de su uso por no estar exentos de otro tipo de inconvenientes incluidos las radiaciones ionizantes y/o la realización de una inversión económica adicional. Así pues, se justifica la

realización de una memoria de tesis doctoral orientada a evaluar la efectividad de un sistema auxiliar de modificación geométrica de scanbodies, que tiene por objetivo incrementar la predictibilidad del proceso de escaneado intraoral, así como la fiabilidad de los modelos resultantes en términos de efectividad sin recurrir a pruebas invasivas o complementarias al propio escaneado óptico intraoral.

Objetivos

La finalidad de este trabajo es evaluar la efectividad en términos de eficiencia y eficacia del empleo de un sistema auxiliar de anillas experimental para la modificación geométrica de scanbodies idénticos sobre un modelo mandibular edéntulo.

Materiales y métodos

Se atornillaron 6 scanbodies ELOS Accurate® (IOS 2C-A, Medtchech Pinol A/S, Denmark), geoméricamente idénticos sobre cada uno de los pilares de implante de un modelo mandibular edéntulo. Sobre cada scanbody se fijó una anilla impresa 3D, a distintas alturas respecto al eje axial del mismo. El modelo se escaneó con el escáner intraoral Primescan de CEREC® (Dentsply Sirona Dental Systems GmbH; Bensheim, Germany) tantas veces como resultó necesario hasta obtener 10 modelos digitales válidos para cada uno de los grupos: con anillas (CA) y, sin anillas (SA), consecutivamente.

Para evaluar la eficiencia, se estudiaron las siguientes variables: número de escaneados necesarios, tiempo de último escaneado y, tiempo de escaneado total, incluyendo repeticiones y escaneados extra.

Para analizar la eficacia, se diseñó una estructura atornillada sobre cada uno de los 20 modelos que permitiera calcular las discrepancias lineales entre los tramos entre implantes, así como la angulación axial relativa de cada implante. La exactitud fue calculada comparando los resultados con los obtenidos a partir del escaneado de los grupos CA y SA, frente a los obtenidos por medición directa con una máquina de medición de coordenadas (CMM) sobre el modelo maestro. La precisión se calculó en base a la discrepancia intragrupo. Para evaluar la significación estadística de las diferencias entre los entre los grupos SA y CA para cada

una de las variables, se aplicaron las pruebas t- de Student y, de U de Mann Whitney para muestras independientes.

Resultados

Se obtuvieron resultados estadísticamente significativos más favorables para el grupo CA frente a SA en términos de eficiencia. La media de escaneados requeridos para obtener un modelo válido fue de $1,4 \pm 0,52$ para el grupo CA frente a $4,70 \pm 1,89$ para el grupo SA ($p=0,001$). El tiempo promedio de último escaneado fue de $158,30 \pm 17,56$ segundos (s) para el grupo CA, y de $196,20 \pm 28,71$ s para el grupo SA ($p=0,002$). El tiempo total de escaneado promedio fue de $201,10 \pm 64,36$ s y, $542,40 \pm 231,13$ s para los grupos CA y SA respectivamente ($p=0,001$).

No obstante, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas aplicando la prueba de U de Mann Whitney entre los grupos CA y SA, en cuanto a la eficacia en términos de fiabilidad. Se obtuvieron los siguientes resultados para CA y SA, respectivamente: exactitud lineal media de $34,38 \pm 17,67$ micrómetros (μm) y, $31,14 \pm 18,77$ μm ($p=0,55$). Precisión lineal media $22,94 \pm 16,90$ μm y, $18,51 \pm 12,50$ μm respectivamente ($p=0,31$). Exactitud angular media de $0,12 \pm 0,33$ grados sexagesimales ($^\circ$) y, $0,14 \pm 0,06$ $^\circ$ ($p>,05$). Precisión angular media $0,075 \pm 0,03$ μm y, $0,08 \pm 0,02$ μm respectivamente $p>0,05$.

Conclusión

El presente estudio revela que el empleo del sistema auxiliar de anillas impresas puede incrementar la eficiencia de escaneado en casos de implantes múltiples con scanbodies similares o idénticos sin influir en la fiabilidad de los modelos generados. El sistema de anillas reduce la frecuencia de aparición de incidencias ópticas durante el escaneado por lo que se recomienda su uso clínico para facilitar y agilizar el escaneado intraoral de casos complejos.

ABSTRACT

Title

Influence of customized over-scanbody rings on the intraoral scanning effectiveness of a multiple implant edentulous mandibular model. In vitro study.

Background

Intraoral scanners (IOSs) provide virtual models that enable a digital workflow for dental prosthetic design and/or fabrication. Intraoral optical acquisition of intraoral scanbodies (ISBs) allows relative orientation of each implant position in the virtual model on which the prosthesis is designed. Currently, fully intraorally scanning of edentulous arches with geometrically identical or similar ISBs is considered a controversial indication. Thus, this method is not recommended in these cases due to the poor predictability of the optical behavior of the IOSs, as well as the inconsistency of the reported results regarding the accuracy of the resulting models. Numerous devices, techniques, and auxiliary resources have been developed with the aim of optimizing the optical behavior of IOSs, as well as the accuracy of the resulting models in terms of efficiency and efficacy.

Completely edentulous arches, present anatomical patterns that could imply unfavorable optical scanning conditions, especially in the mandible. These conditions become even more pronounced when scanning flat ridges or mobile surrounding tissues. Furthermore, the presence of repetitive on-surface patterns, such as geometrically similar ISBs, increase the risk of introducing scanning errors due to overlapping.

These optical problems arise due to stitching inconsistencies when considering mismatched references between sequential scan frames. Optical acquisition errors not just have a negative impact on scanning efficiency, but also may also introduce inaccuracies in the models generated during the reconstruction process.

Alternative or complementary techniques to intraoral scanning with IOS, such as those based on photogrammetry, or 3D radiology, may help to overcome some of the limitations. However, their use is not always justified,

as they involve other disadvantages, such as exposure of the patients to ionizing radiation and/or a significant implementation cost.

Therefore, this PhD research is justified with the objective to assess the effectiveness of an auxiliary system designed for geometric modification of identical ISBs, which aims to improve intraoral scanning effectiveness, as well as the accuracy of the resulting models in terms of efficiency.

Objectives

The aim of the present research is to evaluate the effectiveness of intraoral scanning with identical multiple scan bodies (ISBs) using customized over scan body rings (COR) as an auxiliary system.

Material and Methods

Six printed rings with different diameters and shapes were attached at different levels to each identical ELOS Accurate® (IOS 2C-A, MedTech Pinol A/S, Denmark) ISB of an edentulous mandibular master model. The master model was consecutively scanned using Primescan CEREC® (Dentsply Sirona Dental Systems GmbH; Bensheim, Germany) IOS, until reaching (n=10) digital valid models for the (COR) group. Subsequently, the master model was rescanned without rings 10 additional times (n=10) for the unmodified (UN) group.

To assess efficiency, the following variables were analyzed: number of necessary scans, time of last scanning time, and total scanning time; including repetitions and extra scans.

To analyze efficacy, one screw framework from each of the 20 digital models was designed to calculate linear discrepancies between implant spans, as well as the relative axial angulation of each implant. Accuracy was calculated by comparing the results obtained from scanning COR and UN groups versus those obtained by direct palpation of the master model using a Coordinate Measuring Machine (CMM).

Precision was calculated by comparing repeated measurements within each group, COR, or UN. Mann Whitney U-test was applied for each variable to calculate the statistical significance of the differences between groups COR and UN.

Results

The COR group reported statistically more efficient results than the UN group. The average number of required scans until reaching a valid model was $1,4 \pm 0,52$ for the COR group versus $4,70 \pm 1,89$ for the UN group with ($p < 0,001$). The average last scanning time was $158,30 \pm 17,56$ seconds (s) for the COR group, and $196,20 \pm 28,71$ s for the UN group with ($p = 0,002$). The average last scanning time was $201,10 \pm 64,36$ S and $542,40 \pm 231,13$ s for the COR and UN groups, respectively with ($p = 0,001$).

In contrast, no statistically significant differences were found by Mann Whitney U test between COR and UN groups, regarding efficacy in terms of accuracy. There were obtained the following results regarding COR and UN group respectively; mean lineal trueness $34,38 \pm 17,67$ μm and $31,14 \pm 18,77$ μm respectively ($p = 0,55$). Mean lineal precision was $22,94 \pm 16,90$ μm and $18,51 \pm 12,50$ μm respectively ($p = 0,31$). Mean angular trueness of $0,12 \pm 0,33^\circ$ and $0,14 \pm 0,06^\circ$ ($p > 0,05$), and mean angular accuracy of $0,075 \pm 0,03^\circ$ and $0,08 \pm 0,02^\circ$ ($p > 0,05$) for each group, respectively.

Conclusion

The present in vitro study revealed the use of the COR system may increase the scanning efficiency of multiple implants with similar or identical ISBs without impacting the accuracy of the processed models.

The COR system may be recommended for clinical use to facilitate and expedite intraoral scanning of complex cases by reducing the appearance of optical issues.

I. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

La fiabilidad de las impresiones para prótesis sobre implantes es una condición indispensable para asegurar el ajuste óptimo de los componentes protéticos y, en consecuencia, para lograr el éxito mecánico y biológico de las rehabilitaciones orales. (1)

La era digital ha permitido implementar en la práctica clínica odontológica procedimientos de trabajo basados en el flujo CAD/CAM. La experimentación, investigación y desarrollo tecnológico de estos sistemas permiten que el flujo de trabajo sea cada vez más efectivo. A pesar todo, actualmente algunas condiciones y situaciones clínicas suponen un reto para conseguir estándares clínicos aceptables. La impresión digital de múltiples implantes para rehabilitaciones completas o con largos tramos edéntulos están consideradas entre las situaciones clínicas más exigentes en implanto prótesis. En estos casos es muy frecuente que se reporten dificultades por parte del clínico durante el proceso de impresión. A su vez, en estos casos se incrementa la dificultad de alcanzar un ajuste óptimo entre el implante y la conexión de las estructuras protéticas resultantes.(2-4)

El objetivo principal de esta investigación es conocer el impacto de un recurso accesorio (anillas de geometría conocida) específicamente diseñado para optimizar la eficiencia de la impresión digital sin disminuir la eficacia de ajuste, de las estructuras para rehabilitaciones completas sobre múltiples implantes.

1.1. La tecnología CAD/CAM.

Las siglas CAD/CAM hacen referencia a la técnica de producción que aúna los conocimientos y recursos informáticos, con el fin de aplicarlos tanto al diseño como a la fabricación de piezas, originariamente de ingeniería, pero que se han venido utilizando en multitud de campos. En la década de los años 60, la industria aeronáutica y de automoción, comenzó a aplicar los principios CAD/CAM para estandarizar la fabricación de piezas en cadena.(5)

El acrónimo inglés de *computer aided design/computer aided manufacturing* significa, diseño y fabricación asistidos por ordenador. Los sistemas CAD/CAM se basan en un conjunto de medios tecnológicos consecutivos y coordinados que permiten tras la adquisición digital de la geometría correspondiente, la modelización o diseño virtual y la fabricación física de un dispositivo (en nuestro caso, dental) a medida.(6)

El Dr. François Duret en la Facultad de Odontología de la Université Calude Bernard de Francia, fue el primer precursor de la implementación de la tecnología CAD/CAM en el ámbito dental. Desde 1971 comenzó a fabricar coronas a partir del escaneado de pilares dentales en la boca de los pacientes. En 1973 plasma las bases de su conocimiento en su Tesis “*Lémpreinte optique*” (La impresión óptica).(7)

En 1980 el Profesor de Odontología *Dr. Werner H. Mörmann* en Suiza, junto con el Doctor en Ciencias Técnicas *Marco Brandestini*, desarrollaron el sistema CEREC® CAD/CAM que permitía la fabricación de restauraciones por parte del dentista en el mismo día, usando bloques compactos de cerámica.(8)

En 1989 el *Dr. Andersson* en Suecia, desarrolló el sistema Procera® de la mano de la casa Nobel® Biocare, que utilizaba un software específico para la producción industrial en red de restauraciones fresadas. Hoy en día, se considera uno de los ejemplos de referencia de los métodos indirectos mecanizados de confección de restauraciones.(9,10) Desde entonces, la tecnología que emplean los sistemas CAD/CAM ha evolucionado y se ha perfeccionado en el ámbito odontológico para establecerse como una herramienta de trabajo cada vez más generalizada e imprescindible en el presente. Esta tecnología ha propulsado el desarrollo de nuevos materiales, y ha permitido abrir la vía a nuevas posibilidades terapéuticas. Algunos de estos sistemas fueron

superados por otros nuevos, y desaparecieron, otros han evolucionado, implementándose con los avances tecnológicos.(11–13)

1.2. Flujo de trabajo digital en Odontología

Los sistemas controlados por ordenador se pueden diferenciar fundamentalmente según la técnica o tipo de registro de la información de las superficies dentales para la generación de modelos tridimensionales. El flujo de trabajo digital en Odontología se basa en las siguientes fases consecutivas:

1. Fase de adquisición.

La adquisición o captura de los componentes, se basa en la incorporación de datos acerca de la morfología superficial de estructuras dentales y tejidos adyacentes, para convertirlos en mapas tridimensionales o modelos virtuales. La adquisición se realiza mediante el empleo de escáneres 3D. (13–17)

2. Fase de diseño.

El diseño asistido por ordenador es un proceso de creación de objetos virtuales mediante una representación gráfica. Incluye una etapa previa al diseño de la prótesis llamada “postratamiento” de los puntos obtenidos durante la etapa de adquisición. Mediante software específicos de diseño dental, es posible diseñar estructuras protésicas adaptadas en base los modelos obtenidos en la fase de adquisición.(18,19)

3. Fase de producción.

La fabricación es un proceso de materialización física de un objeto diseñado virtualmente. Actualmente es posible diferenciar las técnicas de producción dental en dos grandes grupos: técnicas aditivas y técnicas sustractivas. Las técnicas de adición (sinterizado e impresión 3D) son aquellas en las que el material se va añadiendo hasta formar la estructura diseñada. En las técnicas de sustracción (fresado o mecanizado) se elimina material de un bloque mediante mecanizado con útiles tipo fresa, talladores o tecnología láser para obtener la morfología diseñada.(18–25)

La cuarta Revolución Industrial, también conocida como Revolución Digital, no sólo ha dado lugar a la transformación de la industria global en general, sino que también lo ha hecho la industria dental y en el modo en que los odontólogos ejercen la profesión.

La odontología digital puede considerarse como un nuevo flujo de trabajo, que está apoyado en el uso de diferentes dispositivos digitales que conducen a una práctica dental más predecible.

En la actualidad, existe una amplia gama de herramientas digitales, como la radiología digital, especialmente la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT), la fotografía digital, los escáneres dentales intraorales y extraorales, los escáneres faciales, los sistemas de registro de movimiento mandibular, los softwares específicos de diseño asistido por ordenador (CAD) y los equipos de fabricación sustractiva y aditiva (CAM). Además, dentro de la Odontología, los sistemas de navegación activa en tiempo real, hoy en día aplicados por ejemplo en la cirugía o la endodoncia están cada vez más cerca de conseguir cerrar un flujo de trabajo digital completo. La planificación del tratamiento basada en la integración de todos estos diferentes registros digitales ha conseguido que la réplica virtual del paciente, en algunos escenarios, deje de ser una utopía.(26)

Ventajas e inconvenientes de la digitalización y los sistemas CAD/CAM

La implementación de la tecnología digital y flujo CAD/CAM en Odontología restauradora, tiene como objetivo incrementar la efectividad de los ámbitos. Por un lado, disminuyendo los costes de producción, optimizando la calidad de los materiales y la comodidad del paciente y el clínico.(27–29) Así mismo, simplificando las técnicas y reduciendo tiempos de producción y/o esfuerzos. No obstante, se considera que la elección de seguir un flujo de trabajo digital y/o el empleo de nuevas tecnologías sólo es justificable a condición de suponer una mejora o, como mínimo, alcanzar las consideraciones clínicas y calidad de los materiales de reconstrucción tradicionales.(26,28)

La aplicación de un flujo de trabajo digital en Odontología ofrece múltiples ventajas frente a otras técnicas tradicionales o analógicas:

- Eficiencia económica por ahorro de tiempo y costes.(30)
- Automatización y simplificaciones de los procesos de elaboración de restauraciones dentales.
- Empleo de materiales a partir de bloques sólidos: más homogéneos y con propiedades mecánicas mejoradas.(31)
- Incremento de la comodidad para el paciente, pudiéndose en algunos casos evitar la toma de impresiones convencionales con elastómeros e incluso eliminar algunas de las fases de laboratorio convencionales.(32)

No obstante, la tecnología digital y su implementación dentro del flujo de trabajo en Odontología no se presupone exenta de inconvenientes: (26)

- Requerimiento de entrenamiento y, superación previa del aprendizaje por parte de profesionales para implementar dichos sistemas.(33,34)
- Inversión económica inicial significativa por parte del personal clínico o/y laboratorio para la adquisición de dispositivos, softwares y formación especializada.(30)
- Limitaciones en cuanto a la predictibilidad y la fiabilidad de los escáneres intraorales en función de la complejidad del caso.(35)

Sistema de coordenadas

Los escáneres 3D, mediante el proceso de adquisición, proporcionan modelos digitales a partir de una reconstrucción tridimensional basada en una nube de puntos. Cada uno de los puntos registrados tiene una ubicación espacial específica que puede ser orientada de forma inequívoca en un sistema de coordenadas cartesianas. Los sistemas de coordenadas cartesianas se basan en un espacio bi- o tridimensional ordinario definido por dos o tres ejes ortogonales. (36) (Fig. 1)

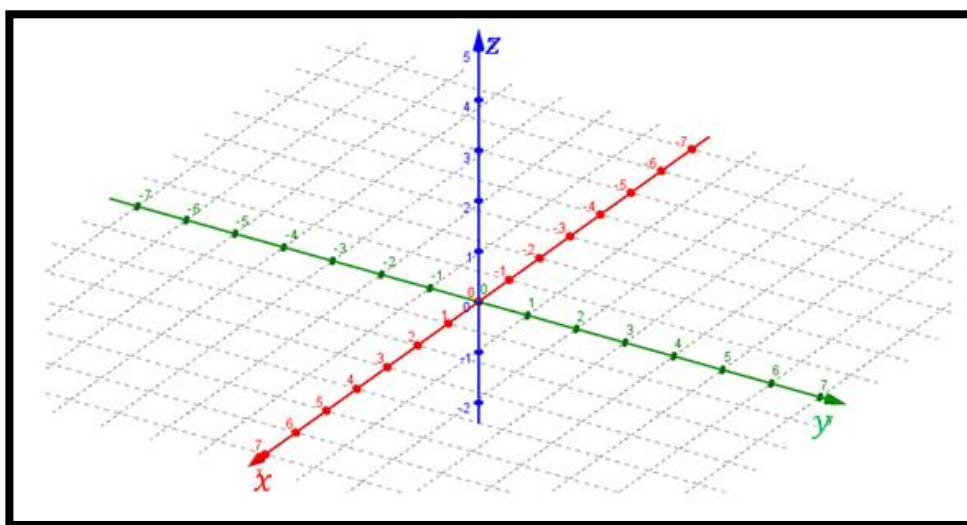


Fig. 1. Sistema de coordenadas cartesianas definido por 3 ejes: -x, -z, -y.

Un sistema de coordenadas que permita especificar posiciones consta de: un punto de referencia fijo; (0) denominado origen, y un conjunto de direcciones o ejes especificados, con una escala, y unas etiquetas específicamente definidas sobre sus ejes.

Formato de archivos digitales en Odontología

La información digital de modelos puede ser generada en ficheros de datos proporcionados por el software del escáner o por los softwares de diseño 3D con distintos formatos:

- El formato de archivo. STL, del acrónimo Standard Triangle Tessellation / Standard Triangle Language, es uno de los más empleados en Odontología. (13–16) Este archivo contiene la geometría superficial del objeto en 3D en mallas poligonales formando triángulos, pero no contiene información acerca del color del objeto adquirido o diseñado. (Fig. 2) Fig. 1



Fig. 2. Representación tridimensional de un automovil en formato de archivo. STL.

- Los archivos .OBJ, del acrónimo de Objeto, contienen información estratificada a cerca de la textura y el color de los modelos de morfología superficial 3D. Este formato es el que proporcionan algunos de los escáneres faciales empleados en odontología. (14)
- El archivo. PLY o Polygon File Format, es una extensión para almacenar datos recopilados que han sido generados por escáneres 3D. Contienen una composición 3D formada por un conjunto de polígonos, así como información acerca del color, transparencia y textura. Actualmente multitud de escáneres intraorales ofrecen la posibilidad de exportar los escaneos a este tipo de archivos. (15)

Independientemente del formato del archivo, los archivos se pueden dividir en dos tipos, basándose en la capacidad de compartir el contenido de los datos: abiertos o cerrados.

Los sistemas de arquitectura cerrada contienen información encriptada o codificada por parte de algunos fabricantes que impide que los datos sean intercambiados con otros sistemas. Los sistemas cerrados obligan al operador a mantenerse dentro de un flujo de trabajo específico, con el fin de utilizar todos los dispositivos de la misma compañía desde la adquisición a la unidad de producción. Por el contrario, los archivos de arquitectura abierta pueden ser interpretados por cualquier software CAD y máquinas de producción.

1.3. Clasificación de escáneres de uso odontológico

La primera fase del flujo de trabajo digital consiste en la adquisición de información superficial del área de interés de la boca del paciente, para proceder a la reconstrucción digital de un archivo 3D, también llamado impresión digital o impresión asistida por ordenador (CAI). Este procedimiento puede realizarse mediante escáneres extraorales (digitalización indirecta), o bien mediante (digitalización directa) escáneres intraorales. (Tabla 1)

En función de si la fase de adquisición se realiza en boca, o sobre un modelo y/o toma de impresión, se clasifican en intraorales y extraorales. Estos a su vez se pueden subdividir según el concepto del flujo digital y la tecnología que utilizan.

Extraorales	Según tecnología	Ópticos	Luz estructurada
			Luz láser
			De contacto
Intraorales	Según ubicación de procesos		Out office
			In office
	Según tecnología		Muestreo activo de frente de onda
			Sistema paralelo confocal
			Tomografía de coherencia óptica o sensor confocal
			Microscopía confocal combinada con triangulación

Tabla 1. Clasificación de escáneres de uso Odontológico.

Los escáneres extraorales (EOS) o de sobremesa consisten en dispositivos con capacidad de adquirir información acerca de la morfología superficial de modelos de escayola, muñones o encerados entre otros, para transformarlos en modelos digitales. Se pueden clasificar según el mecanismo empleado en: escáneres táctiles y mecánicos (o por contacto) y escáneres ópticos (de no contacto).

- Los escáneres táctiles o de exploración por contacto, y las máquinas de medición de coordenadas, se consideran los primeros dispositivos CAD/CAM introducidos en el ámbito dental. Actualmente siguen considerándose “gold estándar”, como referencia de máxima exactitud en estudios comparativos de fiabilidad dimensional de modelos. El componente principal de estos dispositivos consiste en una sonda o palpador, que va recorriendo la superficie del objeto a escanear y procesando la información registrada. La tecnología de contacto no se ve afectada por las propiedades ópticas del objeto sin embargo la adquisición se puede ver afectada por las propiedades mecánicas o físicas. Por ejemplo, el escaneado de materiales blandos como las impresiones elastoméricas podría verse deformado durante la palpación; dando lugar a distorsiones u errores.(37–41)
- Los escáneres ópticos extraorales emplean una fuente de luz proyectada sobre el objeto a escanear para registrar la posición de los puntos de la superficie incidida en el objeto a registrar y/o la sombra que genera mediante cámaras o receptores. El receptor del escáner registra estos cambios ópticos y el software calcula la correspondiente profundidad para realizar la reconstrucción tridimensional del objeto. Al contrario que en los escáneres de contacto, estos escáneres no se ven afectados en gran medida por las propiedades mecánicas de los objetos; sin embargo, las propiedades ópticas del objeto escaneado e incluso la luz ambiental, pueden suponer un impacto en la calidad de los registros. Este tipo de escáneres utilizan principalmente fuentes de luz de tipo láser o luz estructurada, en función del sistema.(37,38,42–44)
- Los escáneres intraorales (IOS) del inglés Intraoral Scanner, son dispositivos portátiles con capacidad de digitalizar tridimensionalmente la boca del paciente mediante tecnología óptica directa y sin contacto.(13,45–47)

1.2 Escáneres intraorales (IOS)

Los escáneres intraorales están formados por el hardware, que se compone de una cámara de captación intraoral integrada en una pieza de mano o cabezal, una unidad de procesamiento y un ordenador. Este último contiene el software para el procesamiento digital de los datos adquiridos hasta la reconstrucción de modelos. (13)

- Los IOS pueden clasificarse según su asociación, en distintos tipos de flujo digital: directos o in-office o chairside, y los indirectos o out-office o Labside.
 - Los de tipo in-office o chairside, además de escanear ofrecen la posibilidad diseñar y fabricar las restauraciones dentales en la propia clínica mediante el fresado de bloques de material de restauración. Es decir, todos los componentes del sistema se encuentran ubicados en una misma localización. Los sistemas CEREC® (Sirona Dentsply Inc, Delaware, USA), E4 D® (E4 dentist, Planmeca, Helsinki, Finlandia), o Carestream® (Carestream Dental, Atlanta GA) son algunos de los ejemplos más representativos.(48-50)
 - Los escáneres indirectos o out-office, están ideados para la adquisición y envío de modelos digitales al laboratorio, para llevar a cabo los procesos de diseño y fabricación. Son representativos sistemas como iTero® (iTero® Cadent, Carlstadt, NJ, USA), Trios® (3Shape A/S, Copenhagen, Denmark).(51)
- También es posible establecer una clasificación de IOS, en función de la tecnología de captación que emplean: triangulación, fotogrametría, tomografía de coherencia óptica, microscopía confocal, visión estéreo activa y pasiva, principios de onda activa y principios de desplazamiento de fase. (14,15,46)

Tecnología óptica que utilizan los IOS

Es posible establecer una clasificación en función de la tecnología óptica que emplea cada sistema IOS para la captación de imágenes. Las variaciones básicas de la tecnología propia de cada escáner se presentan en el comportamiento de la luz reflejada sobre los objetos medibles, así como en el tipo, número y movimiento de la fuente de luz, así como de lentes o cámaras. (14,15,52) A continuación se presenta una tabla actualizada realizada por Robles-Medina y colaboradores (46); con información específica sobre cada tipo de escáner intraoral con respecto al tipo de tecnología que emplean, método de adquisición, fuente de luz, peso del captador, empleo de polvo, y formato de archivos generados, entre otros. (*Tabla 2*)

Sistema	Distribuidor	Tecnología de adquisición	Método de adquisición	Fuente de luz	Peso del captador en gramos (g)	Cobertura con polvo	Detección de caries integrada	Optimización inteligente de escaneado	Identificación de color dental	Calibración de color /3D	Sistema de monitorización del paciente	Control remoto de gestos y voz	Formato de archivos exportados
CEREC® Primescan	Dentsply Sirona	Triangulación Smart Pixel Escaneo dinámico en profundidad	Luz de onda corta para escaneado dinámico en profundidad continua (vídeo)	Luz azul	457 / 524 g (Según carcasa)	No	No	Sí	Sí	Sí	OraCheck	No	(.RST / .DXD) Propios o .STL
CEREC® Omnicam	Dentsply Sirona	Triangulación activa con proyección de franjas de luz	Captación continua (vídeo)	Luz blanca	316 g	No	No	No	Sí	Sí	OraCheck	No	(.RST / .DXD) Propios o .STL
TRIOS® 4	3Shape	Microscopía confocal / Sección óptica ultrarrápida	Captación continua (vídeo)	Luz LED azul	216 g	No	Sí (Fluorescencia)	Sí	Sí	Sí	TRIOS Patient Monitoring	Sí	(.DCM / .30XZ) Propios, .STL
TRIOS® 3	3Shape	Microscopía confocal / Sección óptica ultrarrápida	Captación continua (vídeo)	Luz LED azul	250 g	No	No	Sí	Sí	Sí	TRIOS Patient Monitoring	Sí	(.DCM / .30XZ) Propios, .STL
iTero® Element 5D	Align Technology, Inc	Microscopía paralela confocal	Fotografía Secuencial	Tecnología infrarroja (NIRI)	500 g	No	Sí (NIRI)	Sí	No	Sí	Time-Lapse	Sí	Propios, .STL .PLY, .STL
iTero® Element2	Align Technology, Inc	Microscopía paralela confocal	Fotografía Secuencial	Láser rojo y luz LED blanca	500g	No	No	Sí	No	Sí	Time-Lapse	Sí	.PLY, .STL
CS® 3800	Carestream Dental	Triangulación activa	Fotografía Secuencial	LED roja, azul, verde	240 g	No	No	Sí	Sí	No	CS Model	Sí	.STL, .PLY, .OBJ
CS® 3700	Carestream Dental	Triangulación activa	Fotografía Secuencial	LED amarilla, azul y verde	316 g	No	No	Sí	Sí	Sí	CS Model	No	.DCM Propios, .PLY, .STL
CS® 3600	Carestream Dental	Triangulación activa	Fotografía Secuencial	LED amarilla, azul y verde	327 g	No	No	Sí	Sí	Sí	CS Model	No	.DCM Propios, .PLY, .STL
True Definition®	Milamark	Muestreo de Onda Activa	Reconstrucción dinámica 3D	Luz azul pulsada	253 g	Sí	No	No	No	No	No	No	.STL
Medit® 1500	Medit	Triangulación	3D in motion video technology	LED	276 g	No	No	Sí	No	Sí	No	No	.PLY, .STL, .OBJ
Medit® 1700	Medit	Triangulación	3D in motion video technology	LED	245 g	No	No	Sí	No	Sí	No	Sí	.PLY, .STL, .OBJ
PlanScan Emerald® S	Planmeca	Microscopía paralela confocal	Captación continua (vídeo)	Láser	235 g	No	Sí (Transiluminación)	No	Sí	Sí	No	No	.PLY, .STL
Virtuo VIVO®	Dental Wings	Tecnología de multiescaneado	Captación continua (vídeo)	LED	213 g	No	No	No	No	Sí	No	Sí	.PLY, .STL
FastScan®	IOS Technologies	Triangulación activa	Fotografía secuencial	Láser	250 g	Sí	Sí	No	No	Sí	No	No	.DCM, .STL
Aadvita® 100P	GC	Video Estereoscópico 3D	Captación continua (vídeo)	LED con cámara dual	70 g	No	No	No	No	No	No	No	.STL
WOW®	BioTech Dental	Estereofotogrametría o fotogrametría (Estereoscopia dinámica)	Fotografía	Luz estructurada blanca y LED azul	100g	No	No	Sí	No	Sí	No	No	.PLY, .STL
EsScan®	Vatech	Muestreo de Onda Activa	Vídeo con dinamismo 3D	LED	165 g	No	No	No	No	Sí	No	No	.STL, .OBJ
AoralScan®	Shining 3D	Triangulación	Captación continua (vídeo)	Luz estructurada	213 g	No	No	Sí	No	Sí	No	No	.PLY, .STL, .OBJ

Tabla 2 Clasificación y especificaciones de distintos escáneres intraorales por Robles-Medina y colaboradores.

- Microscopía confocal paralela

Esta técnica, permite adquirir imágenes enfocadas de profundidades seleccionadas a una altura específica. Se obtienen datos de todos los puntos localizados de cada plano, accediendo a planos tan profundos como la luz pueda penetrar. Consiste en la proyección de haces de luz láser que inciden sobre una superficie; la parte reflejada es captada por la cámara, mientras que la mayor parte de luz que se encuentra fuera de foco es bloqueada para proporcionar mayor nitidez de imagen. La imagen tridimensional se forma a partir de una reconstrucción a partir de planos focales sucesivos a distintas profundidades.(53,54)

- Técnicas de triangulación

Las técnicas de triangulación se basan en el cálculo de posición de cada punto de la muestra que sea incidido por luz que ha sido previamente desviada por un espejo. Cada uno de los puntos del objeto incidido se calcula a partir de dos ángulos de captación diferentes, formando así un triángulo. A su vez, los puntos registrados son integrados y orientados relativamente en el eje de coordenadas cartesianas x , y , z .(51)

- Tomografía óptica coherente

Esta técnica se basa en la emisión de una luz infrarroja que, a medida que se refleja sobre el objeto a reproducir, genera un "mapa" tridimensional de cortes transversales de la microestructura de los objetos que escanea.(55)

- Muestreo activo de onda.

Esta es una técnica que requiere de una cámara y un módulo de captación óptica con un eje de apertura variable. El captador se mueve con trayectorias circulares alrededor del eje óptico, lo que produce una rotación sobre los puntos de registro. Posteriormente la información relativa a la distancia y la profundidad de cada punto es calculada para crear el patrón superficial que reproduce cada punto. (14)

- Escaneado dinámico en profundidad

Este tipo de tecnología consiste implica el movimiento dinámico de la lente óptica dentro del captador que permite ajustar constantemente la profundidad de campo para conseguir un incremento de nitidez. (56)

- Estereofotogrametría

Este tipo de tecnología se basa en principios de la proyección pasiva de la para estimar las coordenadas (x, y, z) mediante el procesado a través de algoritmos de imágenes. (51,57–59)

Ventajas e inconvenientes de los IOS

En la literatura se han descrito las ventajas de utilizar las IOS en comparación con los métodos de impresión tradicionales.(27–29,35,60,61)

A continuación, se reportan algunas de las ventajas que derivan del empleo de IOS reflejadas por parte de clínicos, pacientes y técnicos dentales:(33,35)

- Comodidad y aceptación por parte del paciente, especialmente en aquellos pacientes con un elevado reflejo nauseoso y/o dificultades respiratorias.(27)
- Facilidad de repetición de las impresiones digitales sin generación de residuos.
- Posibilidad de registro de áreas selectivas.
- Envío, almacenamiento y, recuperación de datos desde la nube o vía online de forma rápida y eficaz.
- Posibilidad de previsualización en tiempo real de los modelos virtuales y preparaciones dentales que permite revisión con posibilidad de cambios antes de su envío al laboratorio.
- Comunicación más fluida y completa entre el odontólogo, el laboratorio dental y el paciente.
- Herramienta de marketing y motivación para los pacientes.(62)
- La evolución técnica de los IOS permite que los nuevos dispositivos sean mucho más rápidos, eficientes y eficaces.
- Actualmente existe la posibilidad de vincular cualquier IOS actual con un software CAD y una fresadora para la producción en la consulta.
- Los modelos intraorales pueden integrarse con otros archivos digitales como los de tipo radiológico (. DICOM) para garantizar un flujo de trabajo completamente digital. Como resultado, es posible el seguimiento virtual del paciente a lo largo del tiempo.

Por otro lado, también se presentan una serie de inconvenientes derivados del empleo de los sistemas de escaneado intraoral: (63–65)

- Necesidad de superación de la curva de aprendizaje a base de experiencia clínica para adquirir el conocimiento y habilidades, que permitan al operador incrementar la eficiencia de escaneado.(34,66,67)
- Disminución de la fiabilidad y predictibilidad en cuanto al escaneado de arcadas completas o con múltiples implantes.(68,69)
- Dificultad para escanear arcadas totalmente edéntulas, así como múltiples implantes.(70)
- Dificultad de captación óptica de superficies muy profundas, brillantes o húmedas. Necesidad de aplicación de polvo matificador en algunos de los sistemas.(46)
- Inversión económica inicial del hardware, formación técnica de los operadores, módulos específicos de trabajo y actualizaciones de software.

A pesar de los inconvenientes, todas las ventajas derivadas del empleo de IOS contribuyen a la implementación de estos dispositivos en la práctica clínica diaria de manera exponencial. A pesar de todo, actualmente no se considera que puedan reemplazar por completo las impresiones convencionales, ya que su tecnología presenta una serie de limitaciones en el flujo de trabajo restaurador en casos excepcionales. La literatura científica enfoca el estudio de discrepancias en términos de exactitud y precisión en referencia a los desajustes de las restauraciones realizadas bajo flujos de trabajo digital.

Sistemas IOS más relevantes

La evolución tecnológica ha permitido el desarrollo de nuevos sistemas y dispositivos de escaneado. Las versiones iniciales de cada sistema de escaneado quedan superadas técnicamente por las posteriores. Las versiones más recientes permiten escanear sin empleo de polvo, generan imágenes en color y permiten la exportación de modelos digitales en formato abierto o libre. El odontólogo cada vez se encuentra más familiarizado con los sistemas de escaneado intraoral que a su vez son cada vez más rápidos e intuitivos. Los captadores intraorales reducen su tamaño y aligeran su peso e incluso algunos de ellos se comercializan en versión inalámbrica o Wireless. Actualmente, prácticamente todos los sistemas presentan funciones y herramientas muy útiles de análisis, así como módulos específicos en función de las indicaciones de escaneado (implantes, ortodoncia, cirugía guiada etc.).(71)

A continuación, se enumeran algunas de las particularidades más relevantes de los sistemas con IOS más representativos incluyendo las versiones de última generación.

o **CEREC® (Dentsply Sirona Dental Systems; GmbH, Bensheim, Germany).**

El sistema CEREC® 1 fue el primer escáner intraoral comercializado en la década de los 80, se considera referencia para el futuro de los demás escáneres. Este tipo de escáner fue diseñado para ofrecer un flujo digital completo en clínica, ya que se asocian a una unidad de fresado de bloques de restauración disponible para su uso clínico. El significado de CEREC® es "Chairside Economical Restoration Esthetic Ceramics". La adquisición de las versiones iniciales se basaba en técnicas de triangulación óptica y requerían la aplicación de polvo de dióxido de aluminio sobre las superficies a escanear para evitar la dispersión de la luz. Versiones posteriores de estos sistemas combinan la tecnología de triangulación con microscopía confocal, permiten reproducir imágenes a color natural, y ya no requieren del empleo de polvo matificador. Una vez completado el escaneado, las preparaciones se pueden observar en el monitor desde cualquier ángulo. El modelo virtual puede ser recortado y editado para continuar con el diseño y posterior fresado en clínica de la restauración definitiva en un periodo de tiempo corto, incluso en una sola cita. En las últimas décadas CEREC® ha ido incorporando mejoras progresivas como CEREC® 1, CEREC® 2, Apollo® Di, CEREC® Blue Cam, CEREC® AC Onmicam y CEREC® PrimeScan. Las nuevas versiones han evolucionado, optimizando la velocidad y facilidad de uso, así como la fiabilidad de los modelos resultantes. Actualmente, este sistema permite numerosas soluciones restauradoras para su fabricación en clínica en la misma cita de adquisición intraoral como: coronas unitarias, carillas, inlays, onlays, puentes, prótesis implanto-soportadas atornilladas unitarias, y férulas fresadas para cirugía guiada. Los modelos virtuales generados por el escáner introral también pueden ser enviados a otros softwares de diseño, impresoras de modelos 3D o dispositivos de control numérico de centros de fresado externo para cualquiera de las indicaciones restauradoras disponibles actualmente.

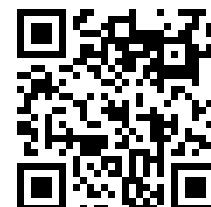
- **CEREC® Omnicam** (Dentsply Sirona Dental Systems; GmbH, Bensheim, Germany)

Funciona mediante tecnología de triangulación. La versión CEREC® Omnicam 5.0, actualmente se considera uno de los escáneres con el captador más ligero (316 g) y manejable del mercado. No necesita empleo de polvo, sin embargo, es recomendable su uso local en caso de superficies brillantes o metálicas. Proporciona imágenes en color de gran fotorealismo y es especialmente cómodo de usar por parte del operador. Contiene un sistema de calentamiento del captador antivaho que se activa pasados 15 minutos desde que es iniciado el sistema. El fabricante garantiza tiempos medios de escaneado completo de paciente dentados (arcada superior, arcada inferior, registro de oclusión y procesado de modelo) en aproximadamente 8-12 minutos.



- **CEREC® Primescan** (Dentsply Sirona Dental Systems; GmbH, Bensheim, Germany)

Es el escáner empleado en esta Tesis Doctoral. Se presenta en una nueva unidad de adquisición con numerosas funciones inteligentes, que dotan al sistema de mayor rapidez y comodidad. Permite un uso intuitivo y ergonómico, gracias a una pantalla móvil LED de alta definición, con función táctil de 21,5'' pulgadas y de 1920 x 1080 píxeles. El fabricante garantiza tiempos medios de escaneado completo de paciente dentados (arcada superior, arcada inferior, registro de oclusión y procesado de modelo), en aproximadamente 2-3 minutos. Permite un escaneado muy rápido que consolida más de 1.000.000 puntos 3D por segundo y genera más de 50.000 imágenes por segundo con un fotorealismo, cada vez más mejorado. La tecnología de escaneado facilita la reproducción de áreas de gran dificultad óptica y de hasta 20 mm de profundidad según el fabricante. El captador de entre 457 y 524 gramos (plástico o metálico) dispone de un calentador automático que actúa como sistema antivaho constantemente, lo que hace que esté disponible para el escaneado en todo momento. Los archivos generados contienen información libre o abierta que permiten escoger la continuidad del flujo CAD/CAM con cualquier sistema.(56)



- **E4D® dentist (Planmeca, Helsinki, Finlandia)**

Este sistema introducido en el mercado en 2008, al igual que CEREC®, fue ideado para completar el flujo de trabajo digital completo en clínica (in-office o chairside). Consiste en unidad de impresión y diseño digital, que puede ser asociado a una fresadora mediante un servidor. En 2013 se desarrolló E4D® Nevo, con mejoras técnicas frente a la versión anterior como las imágenes a color o la eliminación de polvo matificador. Su empleo no requiere del uso de polvo. Emplea una tecnología de captación basada en microscopía óptica confocal. En 2019 se presentó Emerald® S con mejoras en el hardware y software respecto a su versión anterior; Emerald®. El fabricante garantiza escaneado de arco completo en menos de 60 segundos, siempre que se siga estrictamente la estrategia de escaneado determinada por el fabricante.



- **iTero® (Align Technologies, San José, CA, USA)**

El primer prototipo de la línea iTero, fue introducido en el mercado por Cadent en 2007. Este sistema empleaba tecnología de microscopía paralela confocal para capturar las imágenes digitales sin necesidad de polvo, con capacidad para desechar la información desenfocada y control de profundidad de campo. Las capturas eran realizadas por parte del operador, accionando con el pie un pedal en el momento indicado; la secuencia de escaneado era dirigida por el propio sistema en la pantalla. Desde entonces se han diseñado distintas versiones evolucionadas: iTero® Element® 2 e iTero Element® Flex y Element® 5D, e iTero Element® 5D Plus Series. Las últimas versiones funcionan mediante microscopía paralela confocal y generan simultáneamente imágenes a color con tecnología *NIRI* (imágenes de infrarrojo cercano) que permiten visualizar indirectamente la estructura interna de los dientes en tiempo real, para la detección de caries interproximales. El fabricante garantiza tiempos medios de escaneado completo de una arcada en 60 segundos. Actualmente está disponible tanto en soporte clásico con ruedas como en formato con ordenador portátil. La tecnología *Time Lapse* permite la visualización dinámica del progreso de los escaneados de un mismo paciente a lo largo del tiempo. El mismo software del escáner facilita el acceso a la plataforma de ortodoncia Invisalign® (Align Technology, Israel) con detallados complementos de simulación y evaluación del progreso de movimientos dentales del paciente.



- **Trios® (3Shape A/S, Copenhagen, Denmark)**

El escáner intraoral **TRIOS® Standard** fue comercializado por la casa 3Shape en 2010, libre de polvo con tecnología ultrarrápida de seccionamiento que combina con microscopía confocal. La óptica de este escáner permite libertad de posicionamiento y movimiento del escáner, asegurando que la imagen permanece enfocada.

En 2013 se actualiza la versión Trios® Color, Trios 3 fue desarrollado en 2015. Por entonces fue considerado uno de los escáneres más rápidos y ergonómicos del mercado. Trios® 4 es la versión más actualizada del escáner. Presenta un software sencillo e intuitivo, que facilita su manejo. El hardware de esta última versión se encuentra disponible en formato carrito o para ser conectado a un ordenador independiente; Trios Pod. Las últimas versiones también disponen de cabezales de escaneado inalámbrico (Wireless). Este escáner está ideado para aplicarlo en un flujo digital indirecto, es decir, para el envío de modelos digitales a un centro de fabricación o laboratorio externo a la clínica dental. Actualmente, existe la posible diseñar restauraciones unitarias con el software de diseño dental específico de clínica Design Studio®, así como exportar los archivos de forma que se permita diseñar todo tipo de restauraciones con un software de laboratorio propio Dental System®.



- **CS® (Carestream Dental, Atlanta GA)**

En 2013, CS® 3500 ofrecía la posibilidad de ser empleado en un flujo de trabajo in-office, es decir; escanear, diseñar y fresar las estructuras en clínica, empleando el software de diseño y la fresadora propias de la casa Carestream Dental. Dispone de un mango ligero de unos 295 g de peso e iluminación LED de cuatro colores. Posteriormente se han desarrollado las versiones mejoradas: CS® 3600, CS® 3700 y CS® 3800.



- **Medit® (Medit, Seoul, South Korea)**

Medit i500 fue desarrollado en 2018. Consiste en una unidad de escaneado sencilla con un captador ligero de unos 275 g. La velocidad garantizada por el fabricante es de menos de 60 segundos por arcada. Se conecta a un procesador externo mediante USB. Medit i700 ha sido recientemente desarrollado. Utiliza tecnología de luz LED y el peso del captador es de tan solo 245g con tecnología antivaho automática adaptativa.



Procedimientos y estrategia de impresión con IOS

El procedimiento o protocolo básico de toma de impresión es muy similar en todos los sistemas a pesar de que cada uno presente particularidades y requerimientos específicos.(13)

- En primer lugar, se deben introducir los datos de referencia del paciente en cuestión para la identificación del caso. Por lo general se debe seleccionar la indicación clínica del escaneado, si van a ser escaneadas preparaciones dentales o implantes, y la localización de estos. En ocasiones, el sistema requiere información en referencia al laboratorio o dispositivo de fabricación al que se enviarán los datos.
- En caso de preparaciones dentales, se recomienda la colocación previa de hilo retractor. En caso de prótesis sobre implantes se atornillarán aditamentos de escaneado específicos sobre los mismos. (72)
- Es importante que la luz del gabinete no influya en el comportamiento óptico del escáner por lo que se recomienda el ajuste de la luz ambiente en función del fabricante. En todo caso se desaconseja la aplicación directa de la luz del sillón dental sobre la boca del paciente durante el escaneado.(73–76)
- Algunos IOS recomiendan la calibración óptica previa al escaneado. En algunos sistemas este procedimiento se realiza cada cierto tiempo de forma automática, sin embargo, en otros, en ocasiones, requiere la supervisión por parte del operador.(46)
- Se recomienda el secado del área intraoral a escanear y el empleo de retractores de mejillas que a menudo facilitan el acceso.(14)
- En cuanto a la estrategia de escaneado, por lo general, se comienza la captación por una superficie oclusal para obtener referencias iniciales robustas y fácilmente accesibles. La cabeza de la cámara debe sostenerse entre 5 y 30 mm de la superficie de escaneado, sin embargo, este rango es variable dependiendo del tipo de escáner, la profundidad de campo, así como la tecnología que emplean. (52) La secuencia genérica consiste en el registro de una arcada o hemiarcada, la antagonista y, finalmente, el registro intermaxilar en la posición de rehabilitación.(77,78)

- Se toman imágenes desde varios ángulos para generar datos 3D. El software del escáner permite la inspección de los modelos generados para su validación, corrección o eliminación parcial o completa. También permiten el reescaneado de áreas que incluyan información de superficie relevante.(72)
- En función de las indicaciones clínicas y las propiedades ópticas de cada IOS, cada fabricante especifica cuál es la estrategia de escaneado óptima y específica. Estas estrategias se basan en protocolos de escaneado con información acerca de los parámetros óptimos en cuanto a la angulación, distancia focal, velocidad y trayectoria del movimiento de la cámara del escáner.(52)
- Para el escaneado de coronas unitarias o puentes de corta extensión, por lo general, es suficiente con adquirir información de las hemiarquadas o sextantes en cuestión. En cambio, las impresiones de arco completo para rehabilitaciones que requieren captación de áreas extensas de mucosa homogénea, se consideran las situaciones más exigentes, por lo que se recomienda seguir la estrategia de impresión del fabricante para mayor efectividad. En cualquier caso, en función del requerimiento es frecuente que sea necesaria la digitalización parcial o total de la arcada antagonista, así como el registro de relación intermaxilar entre ambas arcadas. (79,80)

Indicaciones de los escáneres intraorales

Los sistemas de impresión intraoral han sido ampliamente analizados y comparados por numerosos estudios y ensayos clínicos. Actualmente el empleo de escáneres intraorales está ampliamente extendido y aceptado para su uso clínico en todas las áreas de la Odontología. El clínico debe ser consciente de las diferencias entre los distintos escáneres en términos de fiabilidad y en función de las indicaciones.

Las versiones más actualizadas de los escáneres intraorales se consideran como una solución predecible y lo suficientemente fiable como para recomendar su uso para la fabricación de restauraciones, así como prótesis unitaria y parcial fija sobre dientes de tramos cortos. (81) A su vez, tanto la fabricación directa en clínica con flujo chairside como por vía digital en el laboratorio dental, reportan resultados de ajuste marginal e interno suficientemente aceptables e incluso superiores a los obtenidos con técnicas convencionales. Esto hace que los escáneres intraorales se consideren una alternativa aceptable a las impresiones convencionales con materiales elastoméricos para este tipo de indicaciones.(47,82,83)

En referencia a las indicaciones de prótesis sobre implantes, el empleo de escáneres intraorales para fabricación de coronas unitarias e incluso prótesis parcial sobre 4 o 5 implantes. Para todas estas indicaciones, la implementación del escaneado intraoral siguiendo un flujo de trabajo totalmente digital supone una serie de ventajas cada vez más evidentes frente a técnicas de impresión convencional con materiales elastoméricos.

Aditamentos de escaneado intraoral o scanbody (ISB)

En 2004 se introdujeron los primeros aditamentos de escaneado de implantes Encode® (Zimmer Biomet® 3i, Florida, USA) que consistían en pilares de cicatrización específicamente codificados para proporcionar información acerca de la localización de cada implante en relación con los dientes y tejidos adyacentes.(84)

En 2008 comienzan a presentarse propuestas viables compatibles con flujo de trabajo completamente digital en implantomprótesis. Hasta que la casa Straumann® (Straumann group, Basel, Suiza) introduce el término "Scan Body". (85)

Un aditamento de escaneado intraoral, en inglés "Intraoral Scanbody" (ISB); consiste en un pilar de transferencia escaneable empleado para capturar la posición virtual correcta, relativa de los implantes con una impresión digital.(68,82,85-90)

Los scanbodies pueden atornillarse directamente a la conexión del implante sobre pilares transepiteliales. Una vez digitalizados, los scanbodies se descodifican mediante un software con una biblioteca o catálogo de implantes compatible que asocia la información de conexión y diámetro del implante para orientar virtualmente los análogos digitales con una posición y angulación específicas. Así mismo, los modelos digitales de trabajo con las réplicas virtuales de los implantes permiten el diseño y la producción virtuales de los componentes protésicos.(2,91)

Se han desarrollado scanbodies de distintas alturas y geometrías (desde 3 hasta 7 mm). Los scanbodies se componen de tres porciones: la parte superior llamada región de escaneado, la parte media llamada cuerpo y la base o zona más apical.(70) Por lo general, los scanbodies son de geometría cilíndrica y en la región de escaneado se suele encontrar una o más superficies planas o asimétricas que facilitan el posicionamiento, reconocimiento y reconstrucción por parte del escáner y del software CAD. Se pueden encontrar scanbodies de diferentes materiales como polieteretercetona (PEEK), resina, titanio o aluminio. (17) Antes de proceder a la captación intraoral es recomendable realizar comprobaciones radiológicas del correcto asentamiento del scanbody sobre la conexión del implante, por lo que es de gran utilidad que, al menos, la base contenga algún elemento o material radiopaco. (92)

Factores que influyen en la efectividad de adquisición

El rendimiento de los escáneres intraorales está relacionado con numerosos factores técnicos y clínicos que influyen de forma específica en la efectividad del proceso de impresión intraoral digital.

Entre los factores **técnicos** se encuentran:

- Tecnología de impresión óptica del escáner intraoral.

Los escáneres se diferencian entre sí por el cálculo de la distancia que se realiza desde la cámara intraoral hasta el objeto para un correcto proceso de adquisición y por la metodología de reconstrucción de puntos de la nube a partir de los algoritmos del software. La calidad y velocidad de este procedimiento es decisiva para la fiabilidad de los modelos resultantes.(14)

- Profundidad de campo.

La profundidad de campo también se ve afectada por el tipo de tecnología óptica que emplean los escáneres, y tiene un impacto directo en la curva de aprendizaje del operador. Con distancias de enfoque de corto rango, el proceso de escaneado se vuelve más exigente, ya que requerirá mayor capacidad de enfoque por parte del operador. Si la punta del captador del escáner no mantiene una distancia constante con el objeto durante la adquisición de la imagen, las imágenes recapturadas no se enfocarán y, en consecuencia, no serán captadas por el sensor del escáner. Esto significa que la curva de aprendizaje se vuelve muy pronunciada. Por el contrario, si la exploración puede realizarse fácilmente cuando el captador del escáner toca los dientes o incluso cuando la distancia a la superficie de exploración es mayor, la eficacia clínica de un IOS de este tipo aumentaría.(52)

- Estrategia de escaneado.

Se han realizado numerosos estudios en cuanto a distintas estrategias de escaneado en función de la tecnología de adquisición y características del software. Existen numerosas propuestas en cuanto a las estrategias de escaneado a seguir en función del caso, no obstante, por lo general se recomienda seguir las indicaciones del fabricante. (78) En todo caso, es altamente recomendable comenzar el escaneado captando superficies oclusales amplias; como las de los dientes posteriores para aportar inicialmente información lo suficientemente contundente como para proceder exitosamente al cosido de imágenes o stitching secuencial. Los protocolos de escaneado se modifican en la manera en la que lo hace la propia tecnología óptica y softwares de los escáneres. (77,79,92,93)

- Versión del software operativo del IOS.

La versión del software y sus correspondientes algoritmos juegan un papel muy importante en la eficacia del escáner. Esta circunstancia es bastante evidente cuando miramos hacia atrás y comparamos el rendimiento de escaneo de los dispositivos de las primeras generaciones y los nuevos IOS. Los dispositivos y versiones de softwares más recientes, frente a los anteriores, implementan mejoras en cuanto a la eficiencia y la calidad de procesamiento de datos. Se considera que la fiabilidad de los escáneres intraorales está altamente relacionada con la calidad del proceso de stitching o cosido de secuencias captadas por el escáner. Las dificultades de fusión o "stitching" surgen cuando el software no puede emparejar las imágenes recién adquiridas utilizando el reconocimiento de patrones porque no se han capturado previamente suficientes datos comunes. Los errores de superposición o solapamiento son causados por una interpretación errónea de los escáneres durante el procedimiento de reconocimiento de estructuras previamente escaneadas, cuando se capturan patrones similares. Los segmentos o modelos de imágenes 3D discordantes se obtienen al cotejar referencias erróneas. Esta incidencia surge a menudo cuando se digitalizan con IOS varios aditamentos de escaneado situados en el mismo arco con geometría similar o idéntica (generalmente cilíndrica). Los errores de adquisición dan lugar a repeticiones de escaneado y, por tanto, consumen más tiempo. En los IOS con opción de calibración, el operador

debe realizar la calibración 3D y de color periódicamente para mantener una precisión de escaneado óptima y constante.(14,15,70,77,96)

- Iluminación ambiental.

Como consecuencia de la naturaleza óptica de los IOS, la fiabilidad del escaneado puede verse influenciada por las diferentes condiciones de iluminación ambiental presentes durante la fase de adquisición. El ajuste de luz más apropiado para la captación de imágenes intraorales, en ocasiones se ve modificada en función del dispositivo y tecnología óptica. En todo caso, no es recomendable para ningún IOS tener la unidad de sillón de luz (10.000 lx) enfocada directamente sobre la boca del paciente mientras se escanea.(75)

Entre los factores **clínicos** de mayor relevancia se consideran:

- Flujo salival del paciente, humedad y sangre.

La presencia de humedad, saliva o sangre, pueden afectar negativamente a la fiabilidad de los IOS. Además, la sangre se considera un impedimento en las situaciones en las que recubre superficies dentales preparadas. Por lo tanto, a menudo hay que aplicar los principios de impresión convencionales de visibilidad de la línea de acabado de pilares, sequedad o retracción de los tejidos blandos, para una técnica de impresión digital intraoral exitosa.(96)

- Movilidad de estructuras.

La movilidad de los tejidos blandos, movimientos del paciente, mucosas o lengua durante el escaneado, una apertura bucal reducida e inestabilidad oclusal también son factores que dificultan la adquisición e incrementan el tiempo de escaneado.(94)

- Tipo de sustrato y características de superficie.

La precisión del escaneado de algunos escáneres intraorales puede verse afectada por el tipo de sustrato y las características de su superficie.

La dificultad de digitalización de materiales de restauración y tejidos dentales es variable, debido a sus diferentes índices de refracción de la luz. En consecuencia, algunos de los IOS de primera generación han requerido un recubrimiento de polvo de contraste (TiO₂) para la matificación de la superficie. En general, la nueva generación de IOS ha optimizado la calidad óptica de los dispositivos por lo que no requiere el empleo de polvo, pero su uso clínico en algunas situaciones específicas podría seguir siendo beneficioso y facilitar la fase de adquisición.

El grado de suavidad del sustrato supone otra consideración importante, son preferibles para la captación con IOS las superficies pulidas sin rugosidades o irregularidades. Además, es preferible la preparación dental de ángulos redondeados porque los ángulos de preparación afilados o agudos son propensos a las imprecisiones de escaneado.(13,14)

- Experiencia del operador.

La habilidad de escanear de un operador es un parámetro de difícil medición. En todo caso, los autores aconsejan un entrenamiento previo al empleo clínico, con la toma de un mínimo de ocho impresiones previas. Se considera que la fiabilidad puede verse más influenciada por la distancia, orientación, velocidad y movimientos de la cámara por parte del operador que utiliza el escáner.(33,66,97,98)

- Longitud de escaneado.

La primera imagen o secuencia adquirida por el escáner, se emplea como referencia para el solapamiento complementario posterior de cada una de las imágenes, en base a un algoritmo. El solapamiento de cada secuencia implica un error interno, por lo que a mayor número de imágenes solapadas el error es mayor. La exactitud se ve influenciada negativamente por la longitud de la superficie escaneada.(46,70)

- Tramos edéntulos o/y entre implantes.

En tramos edéntulos disponibles entre dientes y/o implantes con frecuencia existe un patrón morfológico muy homogéneo y con ausencia de referencias ópticas útiles para el correcto solapado de imágenes. Las

zonas edéntulas pueden ser difíciles de leer e interpretar matemáticamente para los escáneres, debido a la falta de referencias anatómicas distinguidas. A menudo, las imágenes de estas zonas no son correctamente solapadas o conllevan a que el algoritmo de post-procesado corte partes útiles de la imagen por error. Las zonas de encía insertada, mucosa móvil y paladar hacen que el escaneado se vea comprometido por la ausencia de referencias anatómicas útiles. Varios estudios informan de frecuentes errores en la adquisición de imágenes durante la comprobación del IOS en casos edéntulos. De hecho, el escaneado de maxilares completamente edéntulos y/o con scanbodies idénticos y grandes tramos entre ellos puede ser una de las tareas más desafiantes en términos de efectividad. La obtención de modelos digitales de arcos de implantes completos puede ser ardua, requerir mucho tiempo y a veces incluso ser imposible, especialmente en la mandíbula, debido a los errores de cosido y superposición durante el escaneado, y a los constantes movimientos de los tejidos blandos.(14,70,87,94)

Además, la captación de superficies estructurales repetitivas o similares, como el patrón gingival de los rebordes edéntulos o los cuerpos de escaneado de implantes, aumenta la probabilidad de añadir imprecisiones durante la reconstrucción de imágenes, afectando la eficacia del escaneo. La inversión de tiempo y esfuerzo necesaria para reincidir, añadir o recortar información de escaneado es una de las principales quejas de los clínicos al utilizar el IOS, además de ser una fuente de posibles imprecisiones.

Errores ópticos durante la captación y procesado de los IOS.

La digitalización óptica intraoral consiste en la captación secuencial de fotogramas adquiridos y respectiva fusión de éstas a partir de superficies de referencia común para su renderizado. Sin embargo, cuando no se localizan suficientes referencias o se consideran referencias no consistentes; la fusión se realiza de forma discordante. Esta incidencia surge a menudo cuando se digitalizan tramos de mucosa edéntulos homogéneos o varios aditamentos de escaneado con geometría similar o idéntica (generalmente cilíndrica). Las arcadas completamente edéntulas predisponen de por sí condiciones extrínsecas desfavorables para el escaneado y procesado con escáneres intraorales. La movilidad de los tejidos blandos o, la disposición de rebordes alveolares largos o/y con ausencia de irregularidades o accidentes anatómicos, son algunas de las condiciones que dificultan y enlentecen los procesos de adquisición óptica intraoral. (91,97,98)

- o Los **vacíos o agujeros de captación** se consideran como ausencia de información que se evidencia cuando el sistema de patrón de reconocimiento del software no tiene capacidad de identificar referencias comunes suficientemente consistentes para fusionar las nuevas imágenes, secuencialmente con la información previamente adquirida. También se evidencian este tipo de errores ópticos cuando la incidencia de la luz emitida por los escáneres se ve dificultada o bloqueada físicamente por la morfología superficial del objeto a registrar, como cavidades profundas o zonas de sombra de los dientes, tejidos o scanbodies. En estos casos el software detiene el proceso de captación o, bien se evidencia una ausencia o "vacío" de información en los modelos resultantes. También es frecuente hallar distorsiones generadas en el modelo virtual con respecto a la superficie escaneada.(96,99,101,102)
- o Los **errores de solapamiento** son causados por una interpretación incorrecta de referencias no comunes durante el procedimiento de captación óptica. Estos errores se generan como consecuencia de la unión equívoca de referencias no comunes de superficies independientes con un patrón morfológico similar o idéntico, pero que corresponden a dos elementos totalmente diferentes o situados en distinta orientación topográfica.(14,103,104)

1.4. Concepto de ajuste pasivo.

El concepto de ajuste pasivo se puede definir como aquella conexión entre dos superficies, entre las que no existe interfase en la zona de asentamiento, y además no son generadas tensiones intrínsecas, ni fuerzas externas aplicadas. El ajuste pasivo óptimo se considera un requisito indispensable en cuanto a la unión de las estructuras de la prótesis implantosoportada con respecto a los implantes o pilares de implantes. (105) Un ajuste pasivo deficiente de las estructuras protésicas puede traducirse en un incremento de fuerzas estáticas no compensadas asociadas a fallos mecánicos y biológicos; como fractura de componentes protésicos, microfracturas óseas o isquemia marginal. (Fig. 4). En la práctica clínica, una restauración verdaderamente pasiva es difícil de asumir, ya que siempre va a existir algún grado de distorsión o inexactitud en cada una de las fases de diseño y fabricación. Los niveles máximos de desajuste o discrepancia tolerable han oscilado a lo largo de la historia, en función de diferentes autores. No obstante, actualmente los límites del desajuste clínicamente aceptables se establecen entre 30 μm y 100 μm . (106,107) En todo caso, todavía no se ha establecido un claro consenso con respecto al nivel aceptable de desajuste clínico. (4,108–112) (Figura 3)

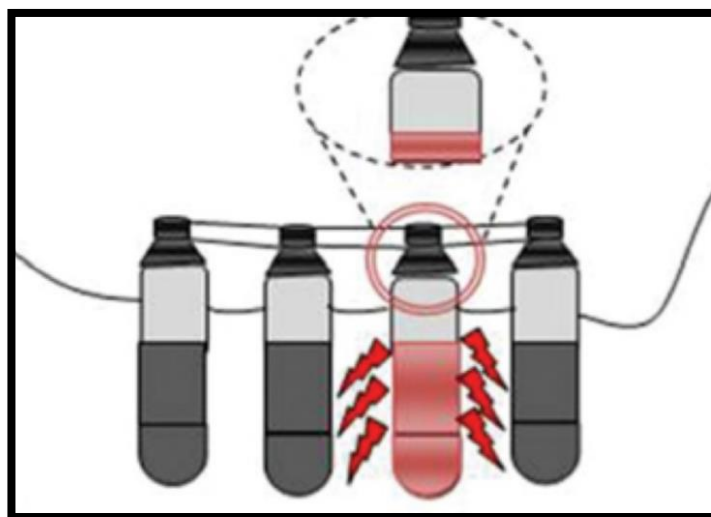


Fig. 3. Representación gráfica de complicaciones mecánicas causadas por un ajuste pasivo deficiente.

1.5. Concepto de fiabilidad

La medición de discrepancias entre modelos dentales u/o componentes protésicos es uno de los principales objetivos de la investigación científica. Numerosos estudios analizan la fiabilidad de los modelos digitales aplicando distintos métodos de análisis y reportando distintas conclusiones.

El concepto de fiabilidad a su vez se compone de exactitud y precisión. Ambos términos se definen en la ISO 5725-1 en cuanto a los sistemas métricos en general.(113) (*Tabla 3*) (*Figura 4*)

La ISO 12836:2015 describe específicamente los métodos para calcular la fiabilidad de los dispositivos de digitalización de los sistemas CAD/CAM de uso odontológico.(114)

- o La **veracidad** o **exactitud** se define como la capacidad de un instrumento de acercarse al valor de la magnitud real o la cercanía del valor experimental al valor exacto de una medición. El conocimiento del valor exacto de una magnitud física es un concepto teórico, pues no es posible conocerlo sin incertidumbre alguna. La exactitud de los modelos digitales obtenidos a partir de escáneres de empleo odontológico puede evaluarse mediante métodos de superposición digital con los modelos obtenidos a partir de escáneres mecánicos u ópticos de referencia de alta veracidad $<5\mu\text{m}$. También es posible calcular distancias entre partes de los modelos digitales y compararlas con las distancias obtenidas a partir de dispositivos de referencia, para calcular la discrepancia entre las mismas. La discrepancia puede ser considerada como la inexactitud del escáner o dispositivo estudiado.(113–115)

- La **precisión** se define como la concordancia o consistencia entre los valores de mediciones repetidas. A menor dispersión o discrepancia entre resultados; mayor precisión. La precisión puede ser evaluada por superposición de distintos escaneados del mismo objeto obtenidos a partir del mismo dispositivo de escaneado. La precisión, a su vez puede ser considerada como repetitividad o como reproducibilidad, en función de las condiciones de medición.(113–116)
- La **repetibilidad** se considera como la concordancia de los resultados obtenidos a partir de mediciones sucesivas de la misma característica empleando el mismo instrumento, sujeto de medición, condiciones de medición y por parte del mismo operador. La repetibilidad puede ser estimada cuantitativamente como la variabilidad y calculada en función a la desviación estándar.
- La **reproducibilidad** se define como la concordancia entre resultados de igual magnitud realizados bajo distintas condiciones de medición. Es el caso de comparación de resultados obtenidos a partir de la medición de un mismo objeto mediante distintos instrumentos de medición, operadores, o bajo distintas condiciones ambientales. Puede ser expresada cuantitativamente mediante la desviación típica o el coeficiente de variación de la repetibilidad de los resultados de las mediciones.

1. Preciso, poco exacto	2. Exacto, poco preciso	3. Sin exactitud, ni precisión	4. Exacto y preciso
Resultados con poca dispersión, pero valor medio alejado del verdadero.	Valor medio cercano al verdadero, pero dispersión entre los resultados de mediciones.	Valor medio alejado del verdadero y dispersión entre los resultados de medición entre sí.	Valor medio cercano a valor real y poca dispersión de mediciones entre sí.

Tabla 3. Combinaciones posibles entre los conceptos de exactitud y precisión.

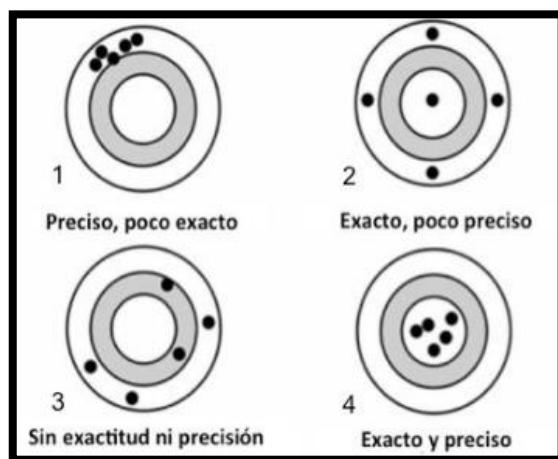


Fig.4. Diferencias gráficas en cuanto a las distintas combinaciones posibles de los conceptos que definen los términos de exactitud y precisión.

Métodos utilizados para la evaluación de la fiabilidad de los escáneres intraorales

Los resultados de fiabilidad de los IOS evaluados en el ámbito de la investigación científica, reportan resultados variables en función del método empleado para el análisis de discrepancias.(113,114)

Uno de los métodos más comunes para el cálculo de la discrepancia de modelos digitales es el de superposición 3D previa alineación mediante softwares de ingeniería inversa o de metrología. Mediante estos programas informáticos es posible alinear los modelos tridimensionalmente a partir de un algoritmo denominado "best-fit" de forma que ambos modelos quedan solapados por los puntos más cercanos entre sí. Este tipo de softwares permite generar informes con el cálculo matemático de las desviaciones o discrepancias, y además permiten visualizar diferencias gráficas mediante mapas colorimétricos.(37,44,101,117,118)

El método de cálculo de distancias lineales es uno de los más reportados para evaluar la fiabilidad de modelos digitales con implantes. Este método, consiste en medir las distancias entre cada uno de los implantes para posteriormente compararlas con las obtenidas en mediciones repetidas, o bien respecto a las distancias lineales del modelo de referencia. El cálculo de las distancias se basa en la aplicación de la fórmula de la distancia euclidiana entre dos puntos en un respecto a un plano.(119)

La fórmula para definir la distancia euclidiana entre los puntos A (x_1, y_1), y B (x_2, y_2) en un plano de coordenadas cartesianas de carácter bidimensional; está dada por:

$$AB = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}$$

Por tanto, en un espacio cartesiano tridimensional con 3 coordenadas de definición por cada punto, la distancia entre los puntos A (x_1, y_1, z_1) y B (x_2, y_2, z_2); se aplicará la fórmula:

$$AB = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}$$

Las Coordinate Measuring Machine (CMM) o máquinas de medición de coordenadas son dispositivos que se pueden emplear independientemente del método de cálculo de discrepancias entre mediciones, Las CMM se consideran los dispositivos de medición más fiable para medir la morfología superficial de las superficies de los objetos. Estas máquinas de control numérico consisten en dispositivos formados por un palpador o sonda mecánico sujeto a un brazo mecánico que recorre la superficie de los modelos con una bola de rubí. La palpación mecánica se genera en zonas o puntos previamente definidos para el estudio de la localización relativa de los mismos en un sistema de coordenadas. (44) La norma ISO 10 360-2 regula los umbrales de tolerancia que deben cumplir las máquinas de medición por coordenadas con errores máximos permitidos en función de la distancia recorrida. Los estudios reportados en la literatura para el estudio de la fiabilidad de superficies en Odontología suelen generar, por lo general tolerancias máximas Por debajo de 5 μm a lo sumo.(37)

Por esta razón las mediciones proporcionadas por estos dispositivos a menudo se consideran como referencia de máxima exactitud mesurable. La medición con las CMM en comparación con los escáneres ópticos extraorales supone un proceso más lento, sin embargo, por lo general garantizan niveles de menor incertidumbre.

1.6. Concepto de efectividad

La **efectividad** implica ambos términos, eficacia y eficiencia.

La efectividad de escaneado de un escáner intraoral supone que el dispositivo tiene capacidad de proporcionar modelos exactos de una forma precisa, en el mínimo tiempo posible, y aplicándose los mínimos esfuerzos y /o recursos por parte del operador.

Concepto de eficacia

- o La **eficacia** es la habilidad de crear o conseguir un efecto o resultado esperado.(121)

La eficacia de escaneado con escáneres intraorales puede ser entendida como la capacidad de crear un modelo fiable. Es decir, un modelo exacto o similar a la realidad que reproduce y que proporcione modelos precisos, es decir, con la mínima discrepancia posible entre ellos cuando se efectúan escaneados repetidos.(11,62,77,104,115,122–125)

Concepto de eficiencia

- o La **eficiencia** es un concepto que implica la consecución del efecto esperado en función de los medios recursos empleados para conseguir dicho fin.(126)

La eficiencia de escaneado con escáneres intraorales puede ser entendida como la capacidad de crear un modelo digital en menos tiempo, menor necesidad de esfuerzos o número de escaneados, o menor inversión financiera por parte del operador. (33,72,116,127–130)

II. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

2.1. Justificación

La **fiabilidad** de los modelos digitales sobre los que se diseñan las estructuras que se atornillan sobre los implantes es un requisito previo para lograr un ajuste pasivo óptimo.

El empleo de dispositivos digitales en la práctica dental se ha generalizado e incrementado exponencialmente en las últimas décadas. Las impresiones digitales mediante IOS permiten la transferencia electrónica de la situación intraoral a un modelo virtual y, representan la primera fase del proceso digital del flujo de confección de restauraciones CAD/CAM.

Los escáneres intraorales, técnicas y protocolos de impresión de impresión deben garantizar la **fiabilidad** de los modelos generados a partir de la correcta transferencia de la posición de los implantes, de modo que se genere el mínimo error o **desajuste pasivo** entre los implantes o pilares transepiteliales con respecto a las superficies de las conexiones protéticas.

Actualmente, las impresiones digitales que se realizan mediante el empleo de IOS han reportado resultados de fiabilidad aceptable para prótesis **unitarias** o de **tramos cortos**, (13,86,131–135) ambas sobre dientes o implantes. (82,136,137) También se han obtenido resultados aceptables en casos de impresión de **arcadas completas o parcialmente dentadas**. (131,138–141) Para estas indicaciones, el escaneado con IOS supone una alternativa aceptable a las impresiones convencionales, pues permite optimizar el proceso de captación, además de eliminar la mayoría de los inconvenientes derivados de los procedimientos de impresión convencional. En consecuencia, se reducen las molestias del paciente y, se mejora la previsibilidad de los procedimientos de diseño y fabricación de prótesis.

Sin embargo, el escaneado de **arcadas completas edéntulas, con o sin implantes**, continúa suponiendo un reto clínico. El empleo de los escáneres intraoral se considera controvertido para su uso clínico regular en estas situaciones clínicas, dada la **poca** consistencia de los resultados hallados en cuanto a la **fiabilidad** de los modelos generados y a la **baja predictibilidad** del comportamiento óptico de los escáneres intraorales

durante el proceso de adquisición. (46,99,133,142) Se sospecha que esta situación puede ser atribuida, en gran medida, a los errores frecuentes: **errores o dificultades** de captación, interpretación, solapado, y fusión de imágenes procesadas en cada fotograma generados durante la adquisición con IOS. (100,143,144)

Actualmente, el escaneado de pacientes completamente edéntulos con aditamentos de escaneado similares o idénticos geoméricamente es uno de los retos más exigentes en términos de efectividad. (Figura 5)

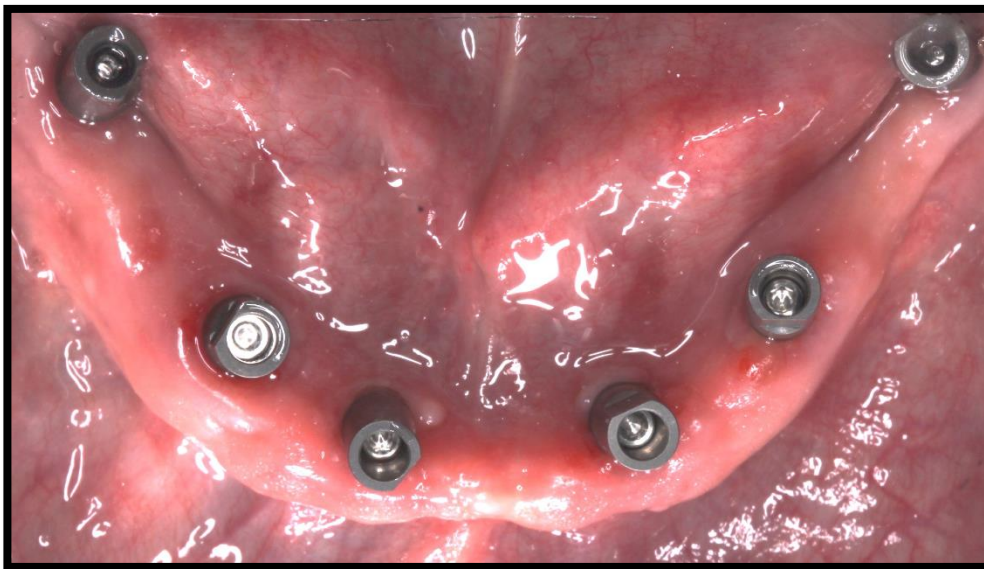


Fig. 5. Arcada edéntula mandibular con scanbodies geoméricamente idénticos.

La obtención de modelos digitales fiables en estos casos a menudo supone un proceso poco predecible, arduo, lento, y a veces incluso imposible, especialmente en la arcada mandibular. Las dificultades atribuidas solapamiento y fusión de fotogramas durante el proceso de adquisición, obliga al clínico a repetir el proceso de escaneado, añadir información o recortar áreas distorsionadas hasta generar un modelo que considere válido, congruente y con suficiente información para el posterior diseño y fabricación de restauraciones en base al mismo. (35,70,94,96)

La predisposición anatómica que suponen los rebordes alveolares edéntulos se considera una fuente potencial de inexactitud en los

modelos resultantes. Además, escanear superficies similares o repetitivas, como aditamentos de escaneado iguales o tramos edéntulos homogéneos incrementa la probabilidad de fusión incongruente de fotogramas por solapamiento de referencias que pueden añadir inexactitudes durante la reconstrucción de los modelos, pudiendo impactar a su vez, en la eficacia de escaneado. (70) (Figura 6)



Fig. 6. Incidencia óptica de solapamiento generada durante la captación de un IOS por error de fusión de fotogramas incongruentes.

A raíz de esta problemática, han sido **propuestas** distintas técnicas de escaneado, diseño de superficies y materiales, para prevenir las dificultades de fusión de imágenes y errores de solapamiento. Algunos de los **recursos auxiliares** propuestos consisten en marcadores ópticos, a modo de testigos de referencia colocados en rebordes edéntulos o en el paladar, así como las ferulizaciones de implantes con seda o resina. El objetivo de estos dispositivos es **disminuir el riesgo de introducir inexactitudes en los modelos e incrementar la predictibilidad del escaneado.**

A pesar de los dispositivos propuestos para disminuir el riesgo de incidencias ópticas durante el escaneado de modelos; escasos estudios proporcionan resultados a cerca de la eficiencia de escaneado en términos de número de escaneados necesarios, repeticiones o tiempo consumido por los errores de adquisición como la distorsión de imágenes o la ausencia de información en los modelos.(87)

Por todo ello, el equipo de investigación contempló la posibilidad de desarrollar un **sistema auxiliar de anillas reposicionables** para la diferenciación morfológica de aditamentos de escaneado de implantes similares o geoméricamente idénticos entre sí, dispuestos en la misma arcada durante el escaneado óptico intraoral.

La justificación del diseño y producción de este sistema de anillas fue generar una **diferenciación geométrica** entre las referencias que suponen los aditamentos de escaneado durante la fase de captación intraoral, así como **acortar las distancias** entre tramos edéntulos creando disrupción de la homogeneidad del patrón gingival edéntulo.

En consecuencia, se esperaba facilitar e incrementar la velocidad y exactitud de la fusión de fotogramas durante el proceso de captación intraoral con escáneres intraorales. En conclusión, incrementar la predictibilidad del proceso y la fiabilidad de los modelos resultantes en términos de eficiencia y eficacia. Con estas consideraciones se propusieron los objetivos que se exponen en el siguiente epígrafe.

2.2. Objetivos

El **objetivo principal** de este estudio in vitro es evaluar si el empleo de un sistema auxiliar de anillas generadas por impresión 3D, para la modificación de la morfología superficial de aditamentos de escaneo intraoral de geometría similar, incrementa la **efectividad** de escaneo intraoral de arcada completa mandibular edéntula, en términos de eficiencia y eficacia.

Para ello fueron planteados los siguientes **objetivos específicos**:

Primero. Determinar el número de reinicios necesarios del escaneo causados por incidencias o errores de distorsión, fusión o solapamiento de imágenes, que implican la repetición del proceso de escaneo ante dos escenarios distintos; uno con los scanbodies conectados a los implantes sin anillas y otro con anillas reposicionables de modificación de la geometría de los scanbodies.

Segundo. Determinar el tiempo de escaneo total hasta conseguir un modelo digital aceptable ante dos escenarios distintos, uno con los scanbodies conectados a los implantes sin anillas y, otro con anillas reposicionables de modificación de la geometría de los scanbodies

Tercero. Establecer, en función de los datos obtenidos en los objetivos Primero y Segundo, la eficiencia de escaneo intraoral tanto con scanbodies con anillas como sin anillas, en términos de número de repeticiones, tiempo de último escaneo y tiempo de escaneo total.

Cuarto. Establecer la eficacia de escaneo intraoral con scanbodies con anillas y sin anillas, respectivamente, en términos de exactitud y precisión.

III. HIPÓTESIS DE TRABAJO

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO

Se espera obtener mejores resultados en términos de efectividad (eficacia y eficiencia) de los archivos digitales obtenidos con los aditamentos en forma de anillos, colocados sobre los scanbodies correspondientes, que cuando dichos aditamentos no son colocados. Esta hipótesis literaria, se expresa en términos estadísticos de hipótesis nulas en los siguientes epígrafes:

3.1. Hipótesis nula

La hipótesis nula general establece que el escaneado de aditamentos de morfología idéntica o modificados con un sistema de anillas reposicionables, no implica diferencias estadísticamente significativas en términos de **tiempo de escaneado de arcada completa, repeticiones y fiabilidad** (exactitud y precisión) del modelo digital resultante.

H1: NO existirán diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la **eficiencia (número de escaneados, tiempo de último escaneado y tiempo total)** de escaneado intraoral de cuerpos de escaneado de implantes idénticos, independientemente de que estos sean escaneados con o sin la reposición de anillas de diferenciación geométrica.

H2: NO existirán diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la **eficacia o fiabilidad; expresada en términos de precisión y exactitud)** de escaneado intraoral de cuerpos de escaneado de implantes idénticos, independientemente de que estos sean escaneados con o sin la reposición de anillas de diferenciación geométrica.

IV. MATERIAL Y MÉTODOS

4. MATERIAL Y MÉTODOS

Esta investigación in vitro se llevó a cabo en el Máster de Odontología Restauradora basada en Nuevas Tecnologías del Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis Bucofacial, de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

4.1. Preparación del modelo maestro

Como modelo de referencia fue empleado un prototipo de mandíbula completamente edéntula de resina con encía rosa semirrígida (L-003, Bone model, Castellón, España). Sobre este modelo fueron colocados 6 implantes idénticos de conexión interna, 4 mm de diámetro, plataforma de 4,1 y 11,5 mm de altura (T3® Certain tapered, Zimmer Biomet® 3i, Florida, USA) en las posiciones 4.7., 4.5., 4.2., 3.2., 3.5., 3.7. de notación FDI, ISO 3950.(145) Todos los implantes fueron fijados en el lecho del modelo con resina acrílica autopolimerizable (Pattern Resin LS, GC America, Alsip, IL, USA) para mayor retención. Sobre cada implante se atornillaron pilares transepiteliales no indexados, cónicos y rectos de diámetro 4.1 mm (Certain® Low profile One-Piece Abutment Biomet® 3i, Florida, USA), y se apretaron con llave de torque a 10 Newtons, según recomendaciones del fabricante. (*Figura 7*)



Fig. 7. Modelo maestro mandibular con 6 pilares transepiteliales cónicos.

4.2. Medición de superficies de referencia con máquina de medición de coordenadas.

Para obtener una referencia de máxima exactitud o veracidad, a cerca de la posición y orientación espacial, relativa de cada uno de los seis pilares sobre implantes, fueron seleccionados una serie de puntos específicos sobre la superficie del modelo físico. La superficie de los puntos seleccionados fue registrada empleando una máquina de medición de coordenadas (MMC) (Global Evo 09.15.08, número de serie 906; Hexagon Manufacturing Intelligence) con un vástago de 30mm de longitud que contiene un palpador de rubí de \varnothing 0,3 mm (Hexagon HH-AS8-T2.5). (Figura 8)



Fig. 8. Registro de superficies mediante palpador mecánico de máquina de medición de coordenadas.

Todas las mediciones con este dispositivo se llevaron a cabo en condiciones de temperatura controlada de $20,2^{\circ}\text{C}$, y condiciones de humedad relativa menores del 60%. El fabricante garantizó un error o incertidumbre máxima certificada de $1,6\ \mu\text{m}$ para el estudio lineal, y $0,093^{\circ}$ para el estudio angular en todas las mediciones realizadas, respetando la norma ISO 10 360-2 (120). Las posiciones relativas de cada uno de los seis pilares fueron definidas a partir de un proceso de palpación mecánica directa de un punto; en el centro de cada pilar y, en un plano definido por 4 puntos concéntricos en la plataforma de conexión protésica de cada pilar de implante. Cada uno de estos puntos fue orientado en un sistema de coordenadas cartesianas en los 3 ejes; -x, -y, -z. El centro del pilar del implante 4.7. fue considerado como el punto de origen de alineación o definido en (0,0,0).

4.3. Diseño y fabricación de anillas de escaneado

El sistema de anillas auxiliar propuesto, consiste en un sistema de piezas circunferenciales de resina impresa Dental Model (Formlabs®, Somerville, MA) de diferentes diámetros, que se ajustan manualmente mediante retención mecánica por fricción alrededor de la superficie vertical de cada scanbody.

Cada una de las anillas a su vez, contienen 8 brazos horizontales de 0,5 mm con formas esféricas o cúbicas dispuestas en los extremos de forma aleatoria con el objetivo de crear patrones irregulares de diferenciación morfológica entre scanbodies, además de disminuir la distancia entre ellos. El sistema de anillas fue diseñado mediante el software de ingeniería inversa Rhino 7 (Rhinoceros® Seattle, WA, USA), empleando una réplica digital del modelo de scanbody sobre cuyo eje axial se repositionarían las anillas. (*Figura 9*)

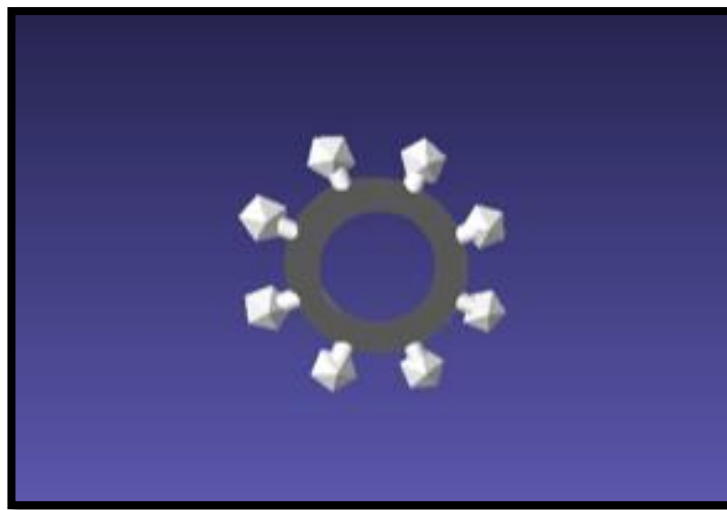


Fig. 9. Diseño CAD de anilla de reposición impresa.

Las anillas fueron diseñadas concéntricamente con 3 diámetros distintos para ser fijadas a diferentes alturas mediante retención mecánica en función de la conicidad del eje longitudinal del scanbody; bajo, medio y alto. Los anillos personalizados fueron fabricados por impresión estereolitográfica (SLA) con una impresora 3D (Formlabs®, Somerville, MA). (*Figura 10*)



Fig. 10. Componente unitario impreso del Sistema Customized Over Scanbody Ring (C.O.R).

4.4. Preparación de modelo para el escaneado.

Para registrar la orientación relativa de cada pilar de implante fueron empleados seis ELOS Accurate® (IOS 2C-A, Medtchech Pinol A/S, Denmark), uno por cada implante. Este tipo de scanbodies intraorales presenta una forma cilindro-cónica con un aumento de divergencia hacia la porción coronal, que está parcialmente biselada a modo de testigo óptico de referencia para la comprobación de reposición digital de las réplicas. Están fabricados en polietereetercetona (PEEK) y contienen una aleación de titanio biocompatible en la superficie de conexión y atornillado.



Fig. 11. Reposición manual de anillas C.O.R. sobre los scanbodies.

Previamente al proceso de escaneado, se fijó manualmente una anilla sobre cada uno de los scanbodies cilindro-cónicos nuevos e idénticos (Elos Accurate® Medtchech Pinol A/S, Dinamarca) que quedaron retenidos por fricción mecánica a lo largo del eje axial de cada Scanbody. (*Figura 11*)

Cada una de las anillas fue reposicionada alternando los niveles bajo, medio o alto en función del diámetro y, sin cubrir el bisel o pestaña de referencia de reposición digital de la porción coronal del Scanbody.

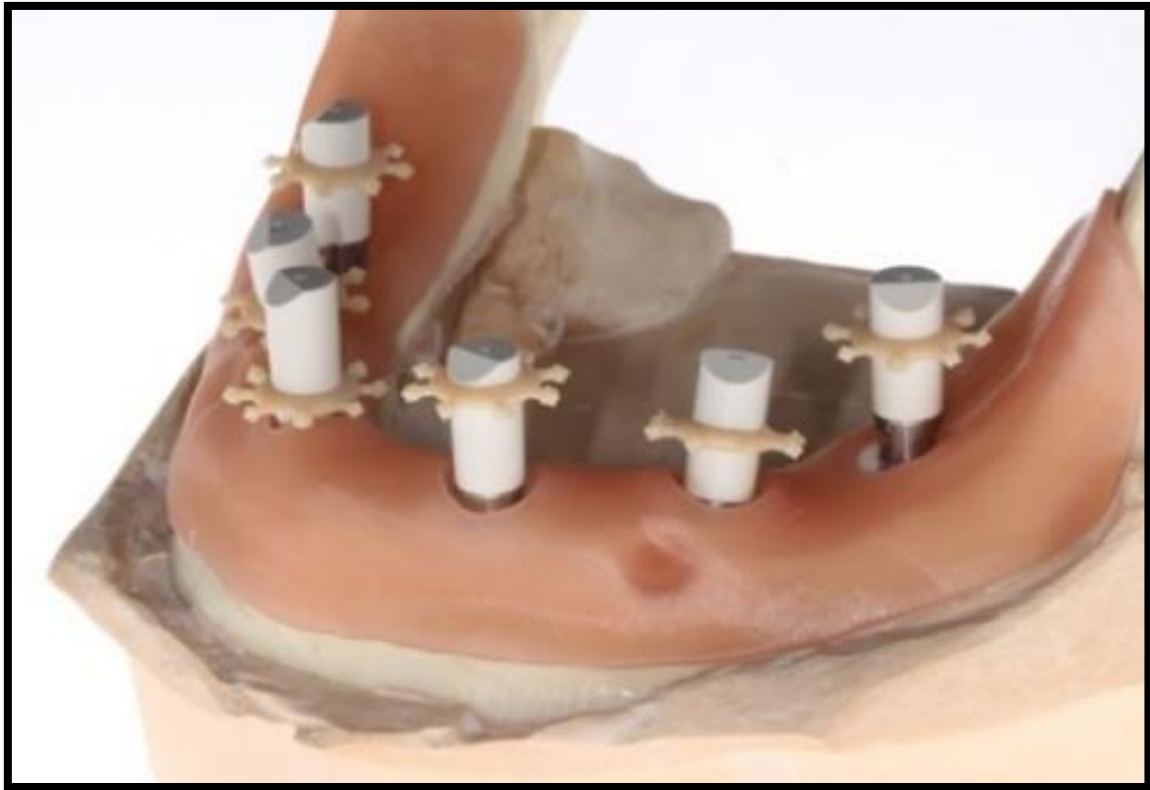


Fig. 12. Reposición de anillas a distintos niveles verticales.

Una vez reposicionadas las anillas sobre los scanbodies, se atornillaron sobre el modelo maestro a 5 Ncm utilizando una llave dinamométrica según las recomendaciones del fabricante. El modelo maestro, a su vez fue atornillado en una cabeza de fantoma en su base para la simulación clínica de escaneo intraoral mandibular. (*Figura 12*)

4.5. Procedimiento de escaneado.

Para una simulación clínica más específica, el modelo maestro se atornilló en su base a una fantoma de simulación Adam® (Kavo, Biberach, Alemania), y se escaneó consecutivamente con el sistema de escaneado intraoral CEREC® Primescan (CEREC® SW 5.1.3; Dentsply Sirona, Bensheim, Alemania) tantas veces como se consideró necesario, hasta obtener diez escaneos de cada grupo. (56) (Figura 13)

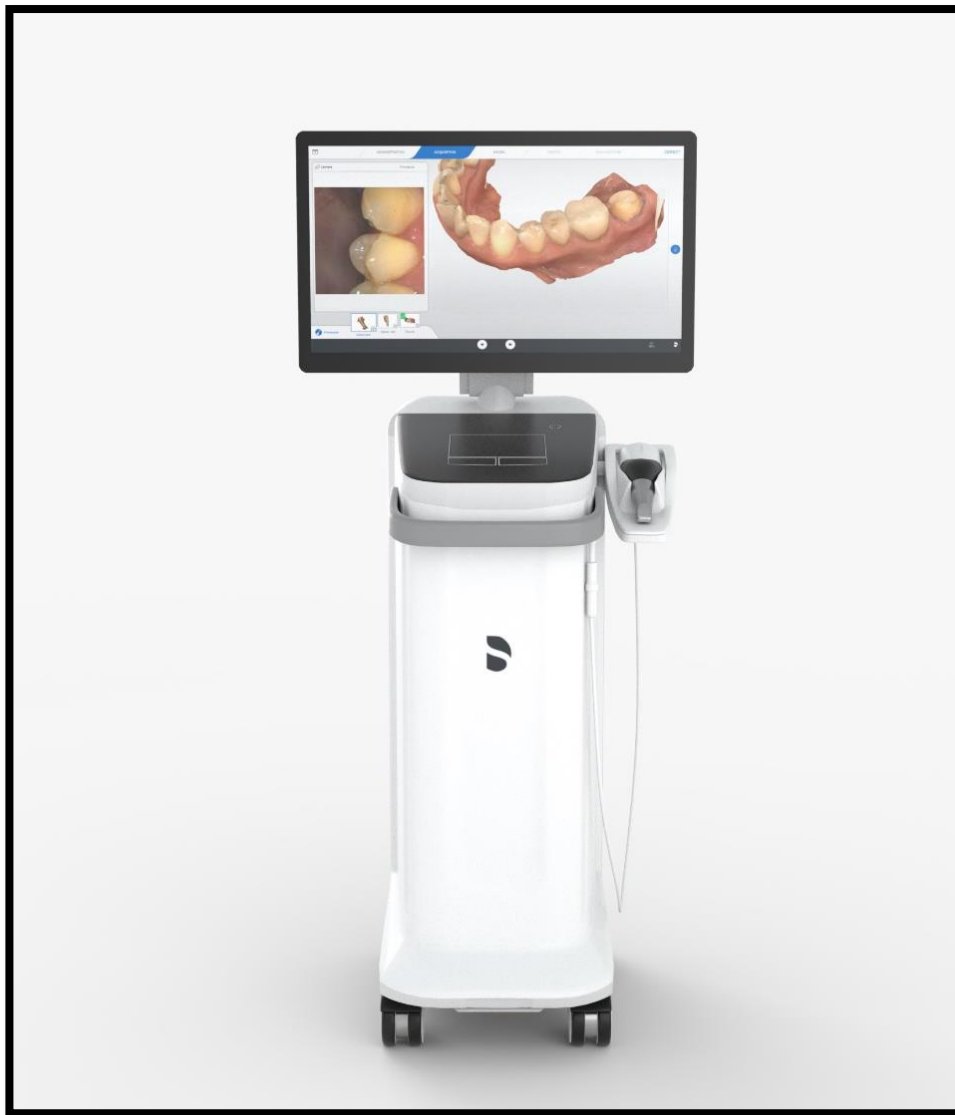


Fig. 13. Escáner intraoral Primescan CEREC®.

Se establecieron dos grupos según la presencia o ausencia de piezas COR sobre los scanbodies; Con Anillas (CA) (*Figura 14*) y, el grupo Sin Anillas (SA) (*Figura 15*), con (n=10) respectivamente.



Fig.14. Modelo (SA); Sin Anillas con 6 scanbodies idénticos atornillados.



Fig.15. Modelo (CA); Con Anillas reposicionadas sobre 6 scanbodies idénticos atornillados.

El procedimiento de escaneado fue efectuado de manera suave, constante y continua por parte de un profesional experimentado (I.G.) con 7 años de experiencia de manejo clínico de escáneres intraorales. Se siguió la estrategia de escaneado de arco completo recomendada por el fabricante para la digitalización de arcada inferior. (*Figura 16*)

La superficie oclusal del scanbody 4.7. fue considerada la secuencia de inicio, dejando 2 milímetros entre el escáner y las superficies mandibulares a registrar. La distancia recomendada por el fabricante es de hasta 20 mm considerándose óptima 2mm. Se evitó colocar el captador del escáner en contacto con las superficies dentales, aditamentos o tejido gingival durante la captación. Después de capturar las primeras imágenes 3D del scanbody 4.7., el mango fue angulado 60° en sentido lingual para deslizarse hacia mesial hasta alcanzar el extremo distal opuesto del scanbody 3.7. A partir de ahí, se realizó un barrido oclusal de nuevo hacia el extremo opuesto de la arcada, seguido de un último barrido angulado 60° en sentido bucal. Las zonas de escaneado que se consideraron relevantes y quedaron sin registrar en los barridos establecidos volvieron a escanearse al final. (56)

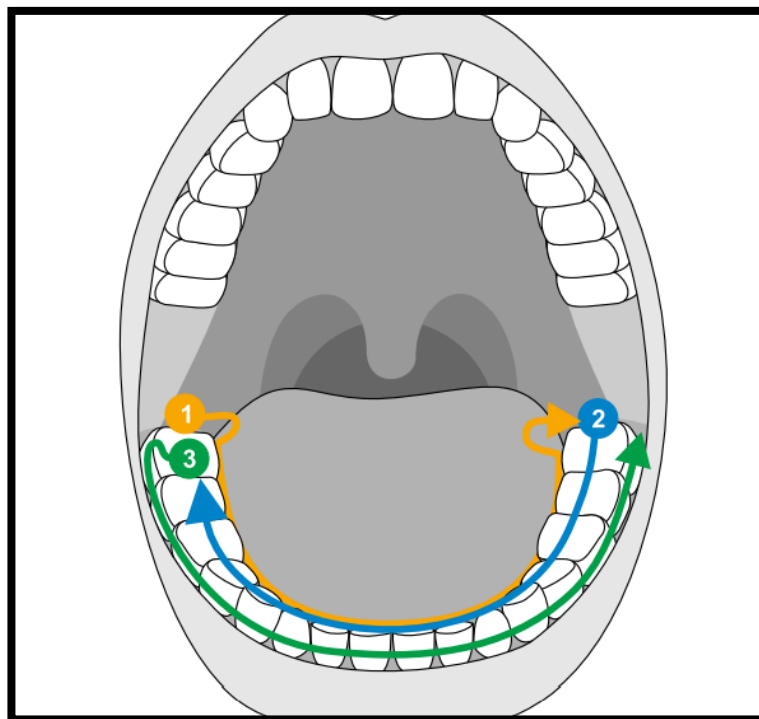


Fig. 16. Esquema del protocolo de escaneado de arcada inferior recomendado por el fabricante.

El modelo con COR se escaneó hasta obtener diez escaneos válidos. Posteriormente, se retiraron las anillas, sin desatornillar ningún aditamento, para evitar modificaciones en la orientación o el posicionamiento de cada scanbody. Siguiendo el mismo procedimiento, se escaneó el modelo maestro con scanbodies idénticos y sin anillas hasta obtener diez escaneos válidos correspondientes al grupo SA.

Todos los escaneados se efectuaron a lo largo del mismo día bajo condiciones ambientales similares, en una habitación con una iluminación ambiental controlada de 1000 lux, temperatura de 21°C y humedad relativa del 45%. (76,142,146) Para minimizar sesgos por fatiga, se establecieron 4 tandas de escaneado con un periodo de descanso mínimo de media hora entre ellos y 5 minutos entre cada escaneado. No fue necesaria la calibración previa del escáner para cada sesión ya que el fabricante de CEREC® Primescan, garantiza la calibración de éste en fábrica por lo que asume que no se debe efectuar por parte del operador. (56)(56)

4.6. Inspección de escaneado y validación.

En todo momento, el procedimiento de exploración fue supervisado por un segundo operador (B.M.) con 6 años de experiencia de manejo clínico de escáneres intraorales, y empleo de software de diseño CAD. La misma operadora cronometró y anotó la información acerca de los tiempos y número de repeticiones. Además, evaluó si la adquisición de superficies se consideraba suficiente para la reposición digital y posterior descodificación de cada uno de los scanbodies, o si fuera necesario incidir específicamente en el escaneado alguna zona para conseguir un modelo válido.

Los requisitos mínimos de adquisición preestablecidos para un modelo válido fueron: que las superficies de todos los scanbodies debían capturarse en su totalidad sin agujeros de ausencia de información importantes, así como toda la superficie de la muesca biselada superior, y la mucosa limitada de color rosa en el modelo como el perfil de emergencia circundante alrededor de cada scanbody. En caso de generarse incidencias ópticas de superposición o solapamiento el modelo no era considerado válido y se reiniciaba un nuevo proceso de escaneado o repetición. (*Figura 17*)

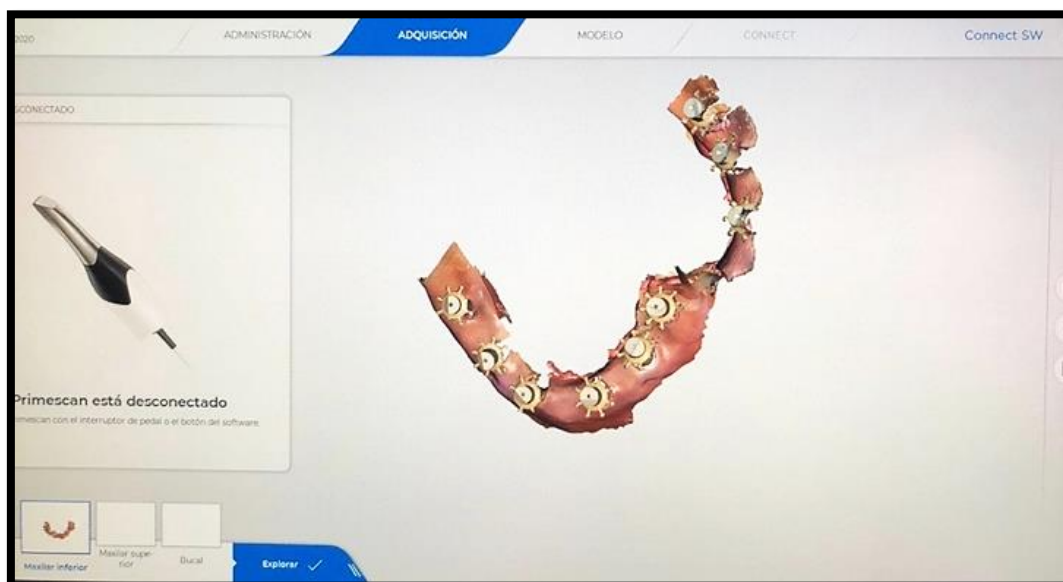


Fig. 17. Modelo descartado por aparición de incidencia de solapamiento incongruente de referencias no comunes.

4.7. Estudio de la EFICIENCIA

Estimación de tiempos de escaneado y número de escaneados.

En la presente investigación, el **tiempo total de escaneado** fue considerado desde el momento en el que el escáner comenzó la captura intraoral hasta que se registraron datos suficientes para crear un modelo considerado como válido para el diseño de prótesis implantosoportada, según los criterios previamente establecidos. El tiempo extra necesario para re-escanear áreas que no habían podido ser compensadas por el software del escáner, fue añadido al tiempo total hasta conseguir un modelo válido.

En caso de que surgieran incidencias relacionadas con errores de superposición o solapado incongruente, se descartaba el modelo, y se contabilizaba como un fallo o intento, que requería de un nuevo proceso de escaneado o **re-escaneado necesario**.

El tiempo total de escaneado incluía el tiempo extra requerido por todos los re-escaneados previos, incluido el tiempo de último escaneado hasta conseguir escaneados o modelos considerados válidos.

Fueron registrados: el **tiempo total de escaneado** hasta conseguir un modelo válido según los criterios establecidos, cada uno de los tiempos invertidos en cada intento de escaneado, así como el **tiempo de último escaneado** o de escaneado válido. Todas las variables de tiempo fueron registradas en segundos.

Así mismo, se registró el número de intentos (re-escaneados) o **número de escaneados** o reescaneados (esfuerzo).

El tiempo total de escaneado, tiempo de último escaneado y número de escaneados (esfuerzos), se consideraron las variables que definieron la eficiencia de escaneado de cada uno de los grupos de estudio; SA y CA. (Tabla 4)

Todos los valores fueron registrados en una tabla de Excel (Microsoft® Excel® para Microsoft 365 MSO versión 2110) como la que se muestra a continuación. (Tabla 5)

EFICIENCIA		
Esfuerzo	Tiempo	
Número de repeticiones	Tiempo de último escaneado	Tiempo de escaneado total

Tabla 4. Variables dependientes establecidas para la definición de la eficiencia de cada una de las variables independientes; en función del esfuerzo y el tiempo requerido para conseguir un escaneado válido.

GRUPOS	Intentos de escaneado (E)							N. de escaneados	Tiempo de último escaneado (s)	Tiempo total de escaneado (s)
	E 1	E 2	E 3	E 4	E 5	E 6	E 7			
SA1										
SA2										
SA3										
SA4										
SA5										
SA6										
SA7										
SA8										
SA9										
SA10										
Total SA										
CA1										
CA2										
CA3										
CA4										
CA5										
CA6										
CA7										
CA8										
CA9										
CA10										
Total CA										
Total SA-CA										

Tabla 5. Hoja de registro del tiempo de escaneados fallidos, tiempo de último escaneado, tiempo total y número de escaneados, de los grupos Sin Anillas (SA) y Con Anillas (CA).

4.8. Estudio de la EFICACIA

Procesado de modelos, diseño y análisis de barras CAD.

El software del escáner intraoral procesó cada uno de los 10 modelos digitales de cada grupo CA y SA, con información considerada suficiente como para diseñar una estructura protésica atornillada sobre los mismos.

Los 20 modelos digitales fueron exportados en formato. STL o standard tessellation lenguaje correspondientes a los grupos CA (*Figura 18*) y, SA (*Figura 19*).

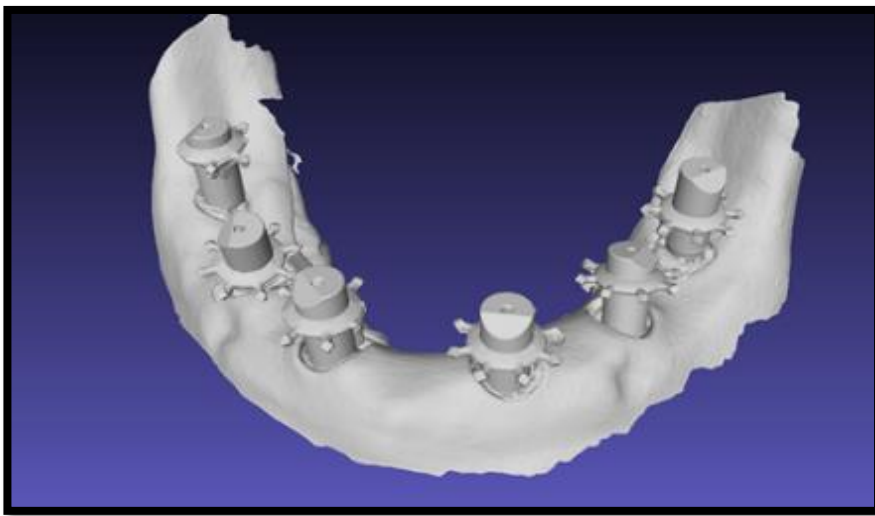


Fig. 18. Modelo. STL correspondiente al grupo CA.

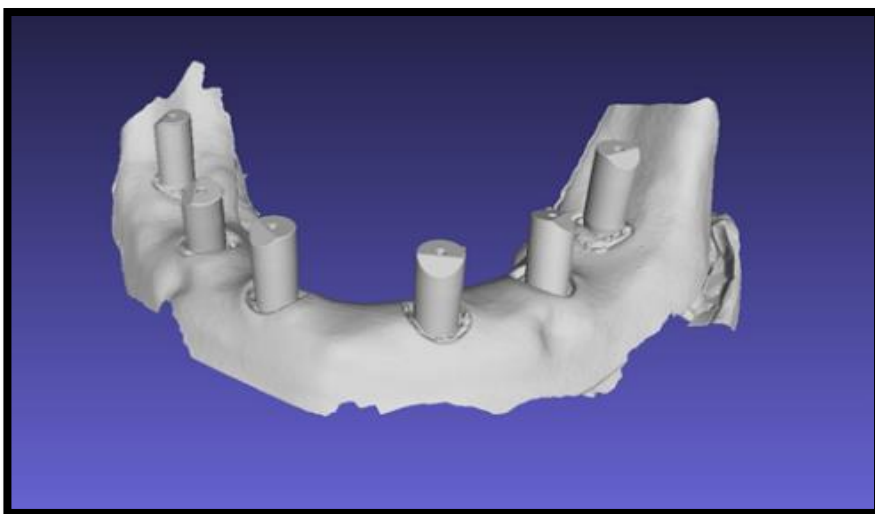


Fig.19. Modelo. STL correspondiente al grupo SA.

A partir de esta fase de la investigación, una operadora ajena al proceso de análisis CAD (B.M.), llevó a cabo el cegamiento del estudio mediante la recodificación y aleatorización de los 20 archivos en una misma carpeta. Los operadores que procedieron al análisis de la eficacia desconocían en todo momento la correspondencia al grupo perteneciente de cada uno de los archivos generados. Este cegamiento de los archivos se mantuvo hasta que fue completado el análisis estadístico de los resultados obtenidos, previa descodificación de resultados por la misma operadora (B.M.).

Diseño de estructuras CAD

Cada uno de los 20 archivos. STL fue importado de forma aleatoria en el software de diseño Dental System®. (v.2020; 3shape, Copenhagen), para proceder al diseño CAD de barras protéticas tipo Ackerman atornillas sobre cada uno de los 6 pilares sobre implantes de cada modelo generado. El proceso de diseño fue llevado a cabo por un técnico de laboratorio (C.C.), con una experiencia superior a 7 años como técnico de diseño dental CAD.

Cada uno de los scanbodies Elos® fue reposicionado virtualmente sobre el modelo digital con la correspondencia del análogo virtual del pilar específico. Este proceso requiere disponer de la librería de descodificación original que asocia la morfología superficial de los scanbodies tipo Elos® escaneados, con la morfología de conexión correspondiente a los pilares Certain® Low-profile (Zimmer Biomet 3i, Florida, USA) de diámetro 4.1 mm del modelo maestro. Mediante este proceso, se obtuvieron 20 archivos en formato. STL, correspondientes cada una de las barras protéticas diseñadas con 6 conexiones virtuales; una por cada implante. (*Figura 20*)

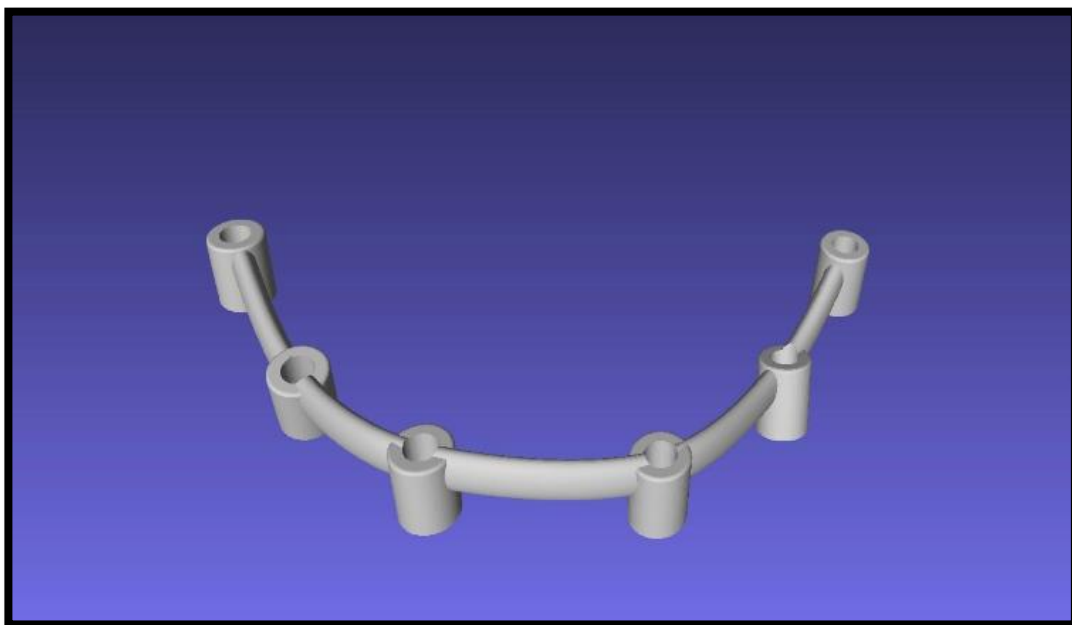


Fig.20. Diseño digital de protésica atornillable sobre 6 pilares de implante.

Análisis de estructuras CAD generadas

Cada uno de los archivos correspondientes a las 20 barras digitales fue importada en el software de inspección CAD; Control X (Geomagic®; 3D Systems, Rock Hill, SC),) para calcular las posiciones relativas de los centros de cada uno de los pilares, distancias lineales entre cada uno de los centros y, angulación relativa de la inclinación de los pilares.

Para facilitar la nomenclatura, los pilares de implantes fueron codificados del 1 al 6; considerándose el implante 4.7. como el número 1; el implante 4.4. como el número 2, y así sucesivamente. (*Tabla 6*)

Posición de implante	Nomenclatura FDI, ISO 3950
1	4.7.
2	4.4.
3	4.2.
4	3.2.
5	3.4.
6	3.7.

Tabla 6. Posición relativa de cada implante con su correspondiente nomenclatura en el sistema FDI

Análisis de distancias lineales

Una vez orientada la estructura dental CAD en el sistema, se procedió a marcar las superficies de la plataforma de conexión con los pilares. Una vez marcadas las superficies, se proyectaron planos sobre las superficies circulares de las barras Akerman virtuales y, a continuación, el software calculó el centroide de cada círculo. El centroide del círculo proyectado sobre el implante 1 fue considerado como el punto origen, definido por las coordenadas (0,0,0). (Figura 21)

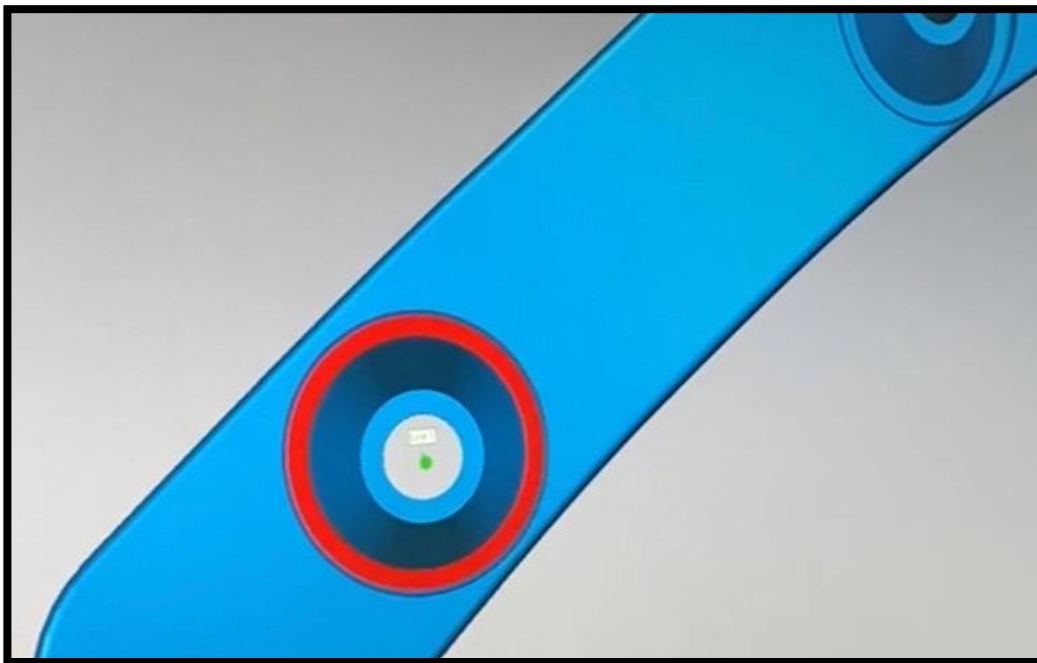


Figura 21. Proyección de plano sobre la superficie interna de la conexión entre la barra y la plataforma del pilar para la estimación del centroide.

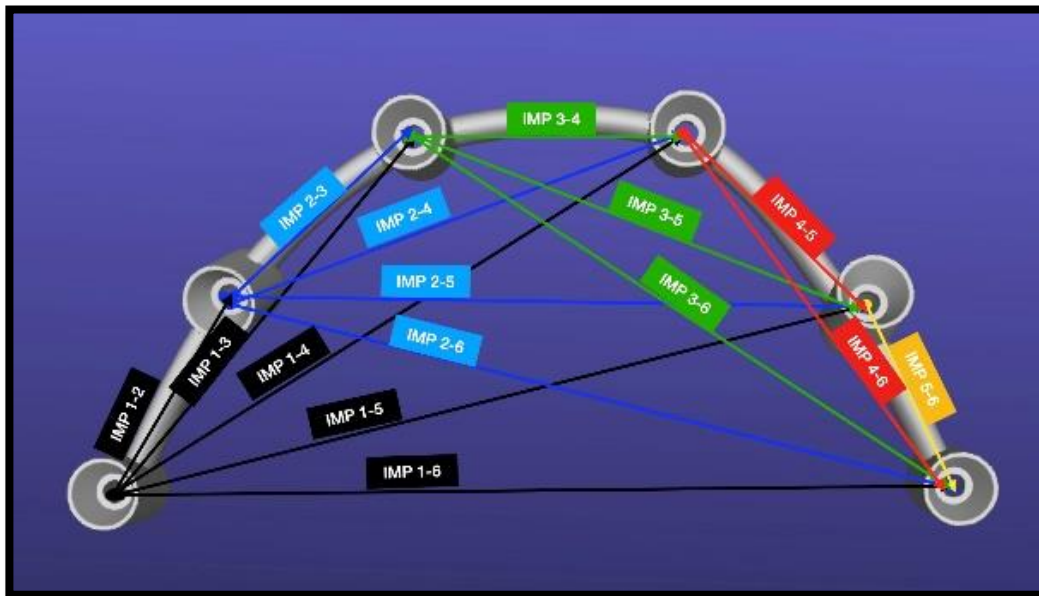


Fig. 22. Barra diseñada con el software de metrología CAD, sobre la que se trazaron todas las posibles combinaciones entre centros de cada pilar en una vista axial.

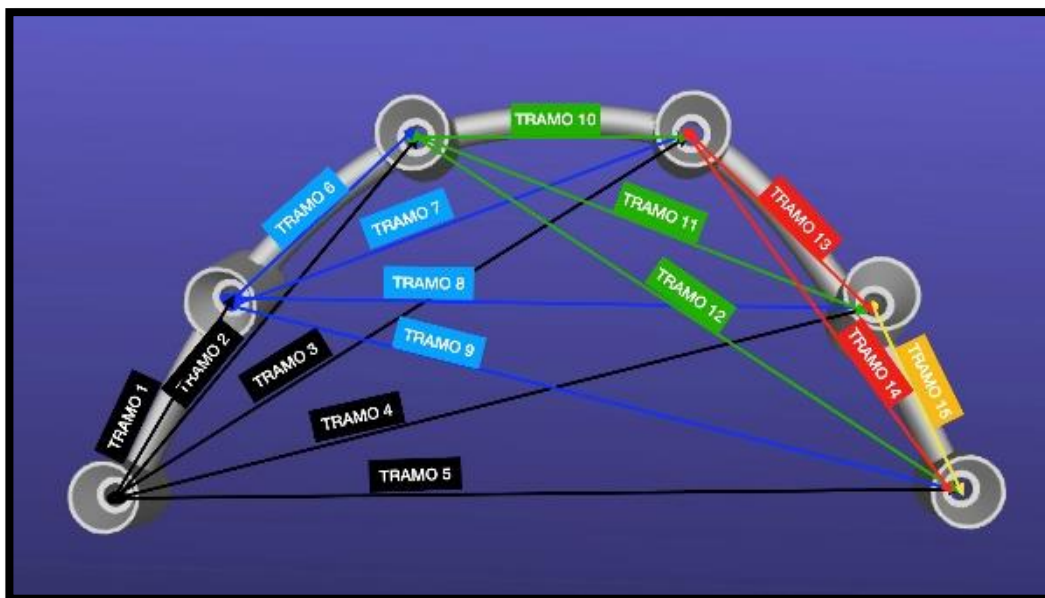


Fig. 23. Barra diseñada con el software de metrología CAD, sobre la que se evidencia la correspondencia de la codificación numérica correspondiente a los 15 tramos, en una vista axial.

Una vez establecidos con 1 punto cada uno de los 6 centros de conexión a pilar de implante, se trazaron 15 segmentos lineales que unían cada uno de los 6 puntos entre sí en un plano axial. (Figura 22) Así mismo, se codificaron los 15 posibles tramos correspondientes a las siguientes combinaciones entre pilares: 1-2, 1-3, 1-4, 1-5, 1-6, 2-3, 2-4, 2-5, 2-6, 3-4, 3-5, 3-6, 4-5, 4-6, 5-6. (Figura 23) (Tabla 7)

Tramo	Segmentos lineales (Entre centros de pilares)
1	Imp 1-2
2	Imp 1-3
3	Imp 1-4
4	Imp 1-5
5	Imp 1-6
6	Imp 2-3
7	Imp 2-4
8	Imp 2-5
9	Imp 2-6
10	Imp 3-4
11	Imp 3-5
12	Imp 3-6
13	Imp 4-5
14	Imp 4-6
15	Imp 5-6

Tabla 7. Clasificación numérica de cada tramo correspondiente a cada una de las distancias entre implantes estudiadas

El mismo software de análisis CAD Control X (Geomagic®; 3D Systems, Rock Hill, SC), generó un informe de medición acerca de la distancia en micras de cada uno de los 15 tramos de cada una de las 20 estructuras proyectados.

Análisis de distancias angulares

A continuación, se marcaron y proyectaron los planos de las superficies de análisis para proceder al cálculo de ejes axiales. Los ejes axiales de cada implante quedaron definidos por la intersección entre: el plano circular de la plataforma de conexión con cada pilar de implante y, el centro de la cúspide del cono proyectado en la superficie interna cada una de las conexiones de la estructura. (Figura 24), (Figura 25), (Figura 26).

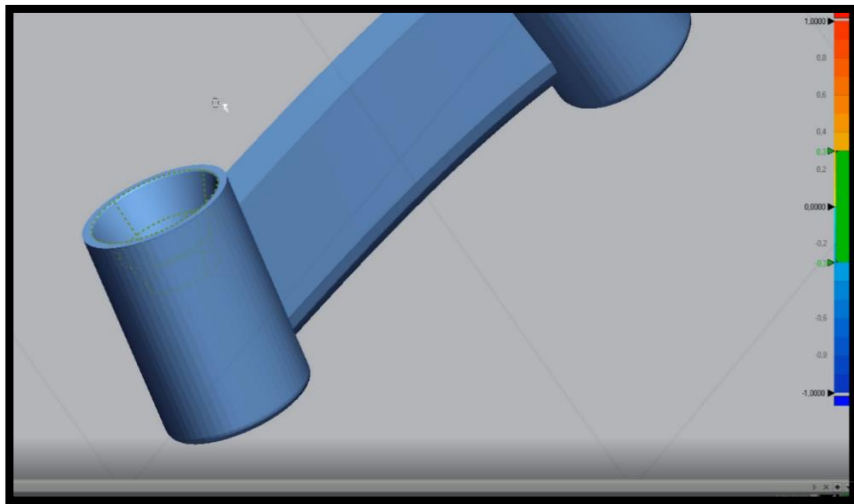


Figura. 24. Cono proyectado en la superficie interna de la conexión de la barra. Plano sagital de la barra diseñada.

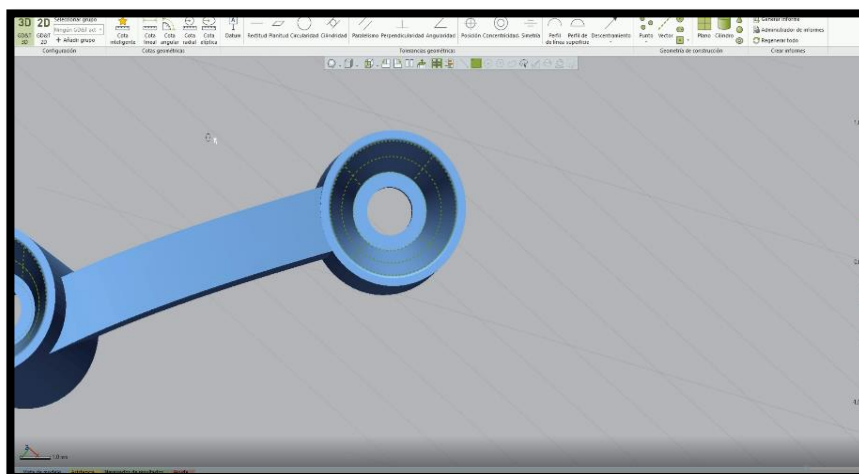


Figura. 25. Cono proyectado en la superficie interna de conexión de la barra. Plano axial con vista inferior de la barra diseñada

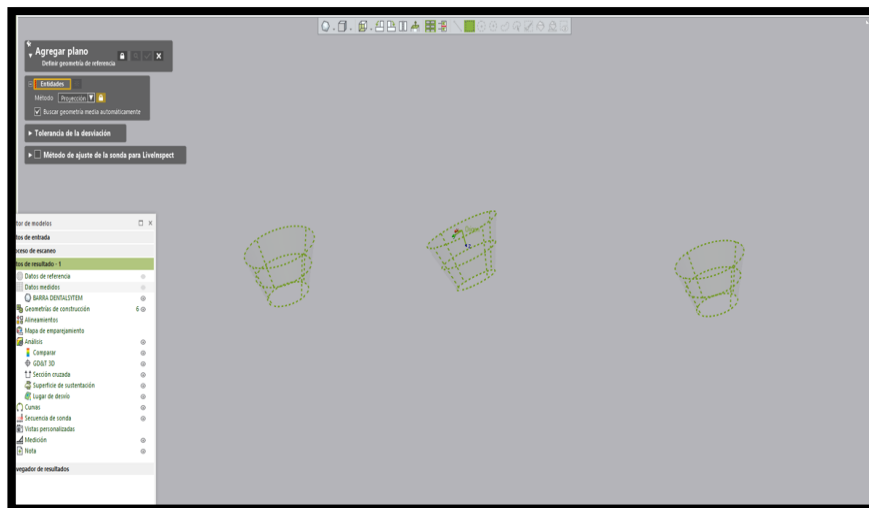


Figura. 26. Conos proyectados en la superficie interna de cada una de las conexiones de uno de los diseños de barra.

La inclinación de cada uno de los ejes axiales proyectados fue analizada en referencia a los ejes de coordenadas del implante 1 (0,0,0), respecto al plano YZ o vista sagital de cada barra (Figura 27), y el plano XZ o vista frontal de cada barra. (Figura 28) (Tabla 8) (Tabla 9)

El eje de coordenadas YZ se estableció desde el centro de pilar de implante 1 (0.0.0) siguiendo el vector lineal dispuesto hacia el centro del pilar de implante 2. El eje XZ se estableció desde el centro del pilar de implante 1; 4.7. hacia la cúspide del cono formada por la conexión del pilar.

Para el análisis de la eficacia se procedió al diseño de estructuras CAD mediante ingeniería inversa, que permitieran el cálculo de discrepancias lineales y angulares entre los modelos resultantes de cada grupo de escaneado con respecto a las mediciones realizadas a partir de la CMM.

Para este estudio in vitro, la eficacia fue interpretada en un sentido análogo a la fiabilidad, y esta a su vez, definida en términos de exactitud y precisión. (Tabla 10)

Plano	Origen punto (X, Y, Z) (0,0,0)
Sagital	Eje YZ (Vestibular-Lingual)
Frontal	EJE XZ (Mesial- Distal)

Tabla 8. Planos definidos para el estudio angular del eje axial de cada implante.

EJE YZ: Sagital con respecto a implante 1
Implante 2
Implante 3
Implante 4
Implante 5
Implante 6
EJE ZX: Sagital con respecto a implante 1
Implante 2
Implante 3
Implante 4
Implante 5
Implante 6

Tabla 9. Definición de cada uno de los ejes axiales respecto al implante 1, en función de los planos YZ o ZX.

EFICACIA	
Exactitud	Precisión
Discrepancia entre las mediciones correspondientes a la CMM respecto a los grupos de escaneado (CA) y (SA)	Desviación estándar de la discrepancia de las mediciones de la CMM respecto a los grupos de escaneado (CA) y (SA)

Tabla 10. Definición de variables de eficacia o fiabilidad

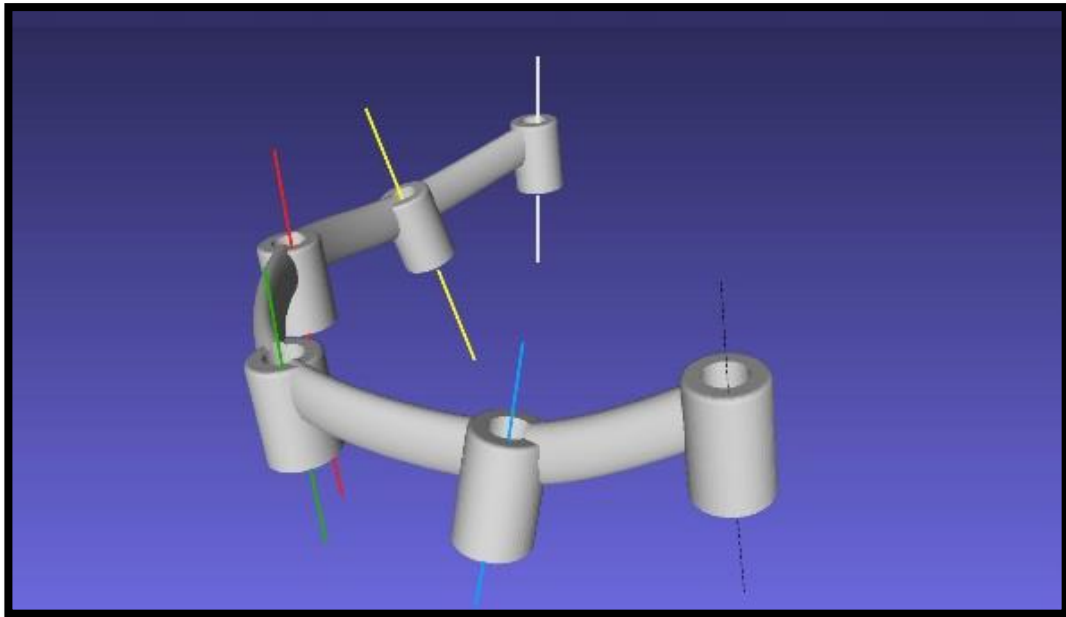


Fig. 27. Vista de análisis de angulación de cada eje axial respecto al eje YZ del implante 1.

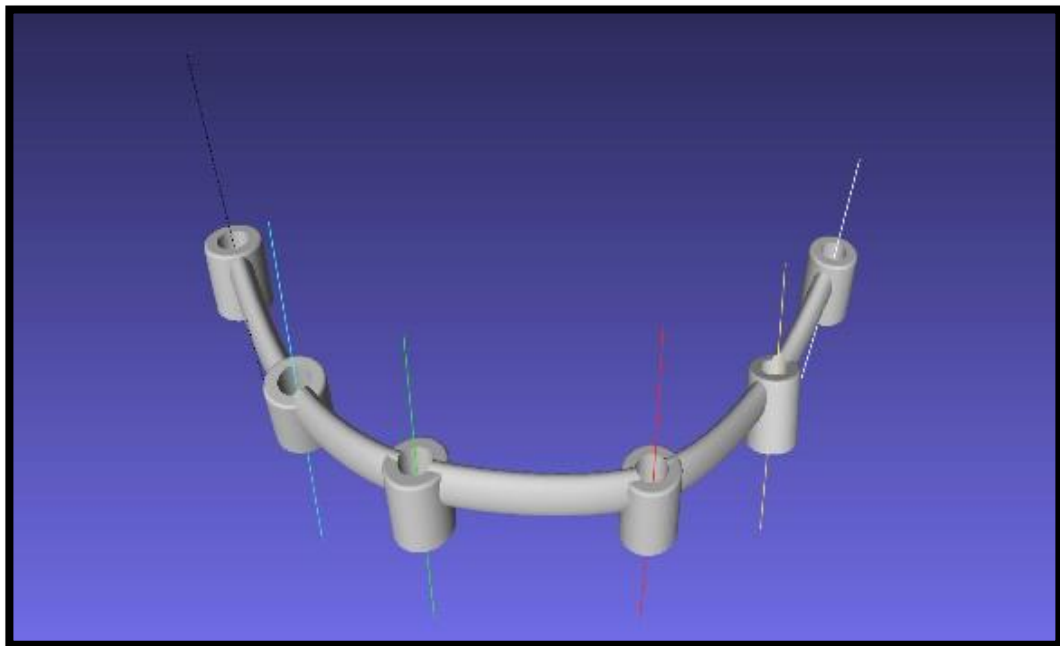


Fig. 28. Vista de análisis de angulación de cada eje axial respecto al eje XZ del implante 1.

4.8. Estudio de la EFECTIVIDAD

Definición de variables de estudio de eficiencia

Para el estudio de la efectividad de escaneado intraoral de **scanbodies idénticos** frente a al escaneado intraoral de los **scanbodies modificados con el sistema de anillas**, fueron calculadas tanto la eficiencia como la eficacia para cada uno de los grupos. Las variables de estudio establecidas para cada una de ellas se definen y, se resumen en una tabla a continuación. (*Tabla 11*)

- A su vez, el **grupo SA** o sin anillas puede ser considerado como el grupo **control** o gold estandar, ya que se presupone que implica un procedimiento de aplicación comúnmente aplicada.
- Así mismo, el **grupo CA** o con anillas, se considera el grupo **test** o testado, ya que el fin último de la presente investigación es conocer si el empleo de éstas implica algún impacto relevante en cuanto a la eficacia.
- Por otro lado, los resultados obtenidos a partir de las mediciones realizadas con la **CMM** o máquina de medición de coordenadas son considerados valores de **referencia** de máxima certeza o exactitud.
 - En el presente estudio, la **eficiencia** de escaneado hace referencia a la inversión de recursos de **tiempo** y **esfuerzo** requeridos por parte del clínico.
- Las variables estudiadas en relación con el **tiempo** fueron: tiempo de último escaneado y tiempo de escaneado total. A menor inversión de tiempo por escaneado; mayor eficiencia, y viceversa.
- El número de escaneados o número de repeticiones necesarias hasta obtener un modelo válido, se interpretó como la variable dependiente en relación con el **esfuerzo** por parte del clínico. A menor número de escaneados necesarios; mayor eficiencia, y viceversa.

Definición de las variables de estudio de eficacia

- o La **eficacia** de escaneado se ha interpretado para este estudio como la **fiabilidad** de las estructuras protésicas diseñadas digitalmente en base a los modelos generados durante el proceso. El análisis de la fiabilidad se aplica, tanto para el **estudio lineal** como en el **estudio de angulaciones** para cada uno de los grupos de escaneado SA y CA.

A continuación, se definen las variables de estudio de eficacia de escaneado en términos de fiabilidad. Como se ha expresado con anterioridad, término "fiabilidad" implica a su vez los conceptos de exactitud y precisión a modo complementario.

Tanto la exactitud como la precisión fueron calculadas a partir del estudio de distancias entre la posición de centros de cada pilar y, la angulación relativa de cada uno de ellos.

- o La **exactitud** fue calcula como la discrepancia entre los resultados lineales o angulares obtenidos a partir de los grupos de escaneado SA o CA con respecto a los obtenidos a partir de la CMM o máquina de medición de coordenadas.
En términos matemáticos, se calcula como la discrepancia promedio de la diferencia de los valores obtenidos a partir de los grupos de escaneado con respecto a los de la CMM.
- o La **precisión** implica la diferencia entre los valores lineales o angulares comparados dentro del mismo grupo SA o CA. En términos matemáticos, se calcula como la desviación estándar de la exactitud o, desviación estándar de la discrepancia media de la diferencia de los valores obtenidos a partir de los grupos de escaneado con respecto a los de la CMM.

Variables independientes				
Scanbody empleado	Sin modificación			
	Modificado con anilla.			

Variables dependientes				
EFFECTIVIDAD				
EFICIENCIA			EFICACIA	
Esfuerzo	Tiempo		Fiabilidad	
Número de escaneados	Tiempo de ultimo escaneado	Tiempo de escaneado total	Exactitud	Precisión

Tabla 11. Definición de variables y grupos de estudio de la efectividad

Los valores obtenidos respecto a cada una de las variables de estudio fueron introducidos en una hoja de Excel (Microsoft® Excel® para Microsoft 365 MSO versión 2110), y posteriormente el análisis estadístico se realizó con el software específico IBM SPSS Statistics, v27 para Mac (IBM Armonk, USA).

Cálculo del tamaño muestral

Para realizar el cálculo del tamaño muestral necesario para la obtención de unos resultados adecuados, se realizó un primer estudio piloto con 5 escaneados del que se obtuvieron sus correspondientes medias y desviaciones estándar de cada grupo. Dichos datos fueron introducidos en la función "Análisis de la potencia" del programa SPSS 25 para Mac. Para unas condiciones de $1-\beta= 0,8$; $\alpha=0,05$; tamaño del efecto= 0,5. El programa arrojó un tamaño muestral para cada grupo de 6 escaneados. Finalmente, para aumentar la calidad de los datos se determinó realizar 10 escaneados para cada grupo

V. RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1. Resultados del análisis de la EFICIENCIA

Los datos registrados respecto a las variables correspondientes al estudio de la eficiencia para ambos grupos fueron introducidos en una tabla de Excel (Microsoft® Excel® para Microsoft 365 MSO versión 2110), que se muestra a continuación. (Tabla 12)

GRUPOS	Intentos de escaneado (E)							N. de escaneados	Tiempo de último escaneado (s)	Tiempo total de escaneado (s)
	E 1	E 2	E 3	E 4	E 5	E 6	E 7			
SA1	116	200	46	63	121	200	-	6	200	589
SA2	234	189	38	35	142	174	189	7	189	901
SA3	234	245	-	-	-	-	-	2	245	479
SA4	125	163	-	-	-	-	-	2	163	288
SA5	87	224	164	134	224	-	-	5	224	677
SA6	229	219	144	98	43	219	-	6	219	834
SA7	11	156	156	-	-	-	-	3	156	234
SA8	77	203	25	203	-	-	-	4	203	317
SA9	90	197	223	61	56	27	197	7	197	679
SA10	108	166	78	52	166	-	-	5	166	426
Total SA								47	1962	5424
CA1	199	199	-	-	-	-	-	1	199	199
CA2	145	145	-	-	-	-	-	1	145	145
CA3	87	160	-	-	-	-	-	2	160	247
CA4	33	152	-	-	-	-	-	2	152	185
CA5	153	153	-	-	-	-	-	1	153	153
CA6	192	147	-	-	-	-	-	2	147	339
CA7	116	151	-	-	-	-	-	2	151	267
CA8	178	178	-	-	-	-	-	1	178	178
CA9	157	157	-	-	-	-	-	1	157	157
CA10	141	141	-	-	-	-	-	1	141	141
Total CA								14	1583	2011
Total SA-CA								61	3545	7435

Tabla 12. Hoja de Excel de datos registrados para el estudio de la eficiencia para los grupos SA y CA. Número de escaneados, tiempo de último escaneado (s), y tiempo total de escaneado en (s). Siendo (s) segundos.

Estadística Descriptiva

A continuación, se presentan los datos del análisis descriptivo (media, desviación estándar, mínimo y máximo) para las variables: número de escaneados, tiempo de último escaneado y tiempo de escaneado total de los grupos SA y CA (n=10) para cada grupo respectivamente, cuyos resultados se muestran en la tabla. (Tabla 13)

EFICIENCIA POR GRUPOS	Grupo	Media	Desv. estándar	Mínimo	Máximo
Número de escaneados (u)	SA	4,70	1,89	2	7
	CA	1,40	0,52	1	2
Tiempo de último escaneado (s)	SA	196,20	28,71	156	245
	CA	158,30	17,56	141	199
Tiempo total de escaneado (s)	SA	542,40	231,13	234	901
	CA	201,10	64,36	141	339

Tabla 13. Resultados descriptivos de la eficiencia en términos de número de escaneados, tiempo de último escaneado (s) y, tiempo total de escaneado (s) para los grupos CA y SA con n=10. Siendo (s) segundos.

Así mismo, se llevó a cabo el mismo análisis descriptivo (media y desviación estándar) para las mismas variables para el grupo SA-CA, formado por la media de ambos grupos (n=20). (Tabla 14)

EFICIENCIA TOTAL SA-CA	Grupo	Media	Desv. estándar	Mínimo	Máximo
Número de escaneados (u)	SA-CA	3,05	1,20	1	7
Tiempo de último escaneado (s)	SA-CA	177,25	23,13	141	245
Tiempo total de escaneado (s)	SA-CA	371,75	147,74	141	901

Tabla 14. Resultados descriptivos de la eficiencia en términos de número de escaneados, tiempo de último escaneado (s) y, tiempo total de escaneado (s) para ambos grupos SA-CA con n=20. Siendo (s) segundos.

Estadística inferencial

La prueba de **Kolmogorov-Smirnov** reveló la normalidad de cada muestra en cuanto a la distribución para cada una de las variables de los grupos SA y CA, respectivamente. (Tabla 15) (Tabla 16)

Grupo SA Prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra	Número de escaneados necesarios	Tiempo de último escaneado	Tiempo total de escaneado
Estadístico de prueba	,163	,154	,135
Sig. asin. (bilateral)	,200	,200	,200

Tabla 15. Prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra. Grupo SA.

Grupo CA Prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra	Número de escaneados necesarios	Tiempo de último escaneado	Tiempo total de escaneado
Estadístico de prueba	,381	,261	,213
Sig. asin. (bilateral)	,000	,051	,200

Tabla 16. Prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra. Grupo CA.

Para las variables "**tiempo de último escaneado**" y "**tiempo total de escaneado**" se confirmó normalidad de las muestras y, en consecuencia, se aplicaron test paramétricos.

Para la variable "**número de escaneados**" no se pudo asumir la normalidad de la muestra del grupo CA por lo que se aplicaron test de inferencia no paramétricos.

Para las variables: **tiempo de último escaneado** y **tiempo total de escaneado** se aplicó la prueba de igualdad de varianzas de Levene.

Posteriormente se aplicó la prueba de **T-de Student** para muestras independientes no habiéndose asumido igualdad de varianzas para la variable "tiempo total" y, habiéndose asumido para "tiempo de último escaneado". (Tabla 17)

Se reportaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos SA y CA en cuanto a las variables **tiempo de último escaneado y, tiempo total de escaneado** ($p=,002$) y, ($p=,001$) respectivamente.

EFICIENCIA POR GRUPOS		Prueba de Levene de igualdad de varianzas		Prueba t para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig (bilatera l)	Diferencia de medias	Diferencia de error estandar	95% de intervalo de confianza de la diferencia inferior	95% de intervalo de confianza de la diferencia superior
Tiempo de último escaneado (s)	Se asumen varianzas iguales	2,284	,148	3,562	18	,002	37,900	10,641	15,543	60,257
	No se asumen varianzas iguales			3,562	14,906	,003	37,900	10,641	15,206	60,594
Tiempo total de escaneado (s)	Se asumen varianzas iguales	15,700	,001	4,499	18	,000	341,300	75,870	181,904	500,696
	No se asumen varianzas iguales			4,499	10,387	,001	341,300	75,870	173,103	509,497

Tabla 17. Prueba t de Student para la igualdad de medias de los grupos CA y SA para las variables: Tiempo total (s) y tiempo de último escaneado (s).

En cuanto a la variable "**número de escaneados**" del grupo CA no fue considerada normal por lo que se aplicaron pruebas no paramétricas. La prueba de U. Man Whitney, reportó diferencias estadísticamente significativas entre los grupos SA y CA ($p = <,001$). (Tabla 18)

EFICIENCIA POR GRUPOS	Prueba de U. Man Whitney				
	U de Mann-Whitney	W de Wilcoxon	Z	Sig. asin. (bilateral)	Significación exacta [2* (sig. unilateral)]
Número de escaneados necesarios (u)	4,00	59,000	-3,577	<,001	<,001

Tabla 18. Prueba U. Mann Whitney para la igualdad de medias de los grupos CA y SA para la variable: Número de escaneados necesarios.

- o La media de **número de escaneados necesarios** para obtener un modelo válido fue de $4,70 \pm 1,89$ para el grupo SA y de $1,40 \pm 0,52$ escaneados para el grupo del CA ($p=0,001$). (Figura 29)

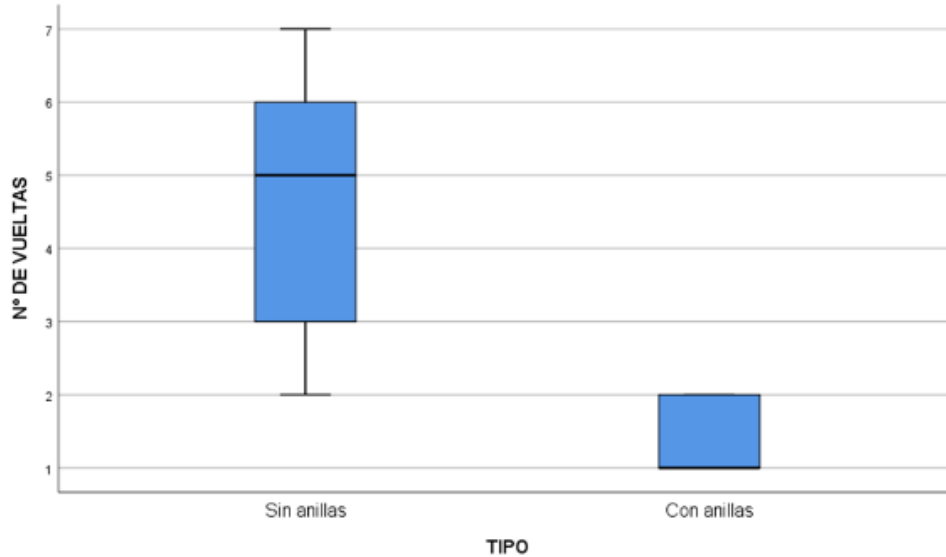


Fig. 29. Boxplot que muestra el número de escaneados (en unidades) para el grupo SA y para el grupo CA.

- o El **tiempo de último escaneado** para el grupo SA fue de $196,20 \pm 28,71$ s y de $158,30 \pm 17,56$ s para el grupo CA ($p=,001$). (Figura 30)

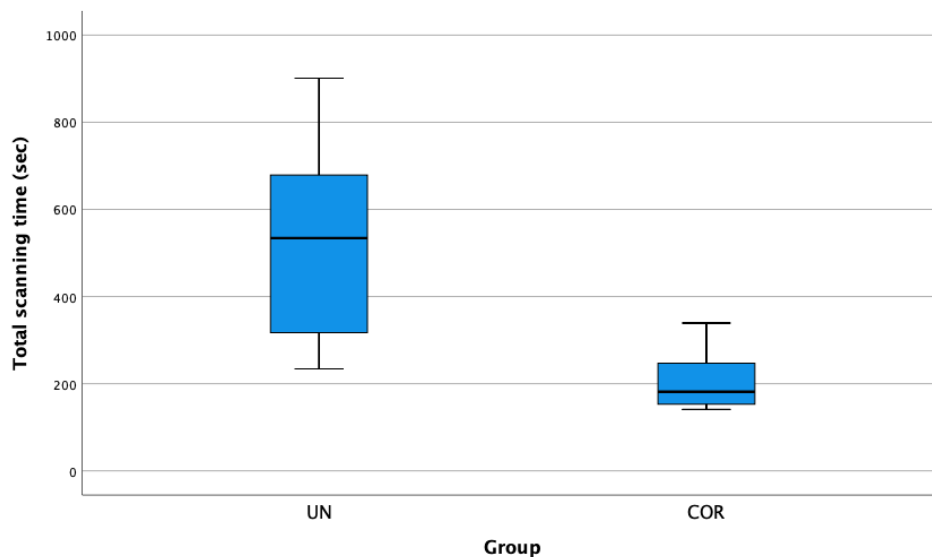


Fig. 30. Boxplot (diagrama de cajas) que muestra el tiempo total de escaneado en segundos, para el grupo SA y el grupo CA. Escala de 1 a 1000 segundos.

- El **tiempo total de escaneado**, incluyendo el correspondiente a las repeticiones o reescaneados, fue de $542,4 \pm 231,13$ s para el grupo SA y de $201,1 \pm 64,36$ s para el grupo CA ($p=,001$). (Figura 31)

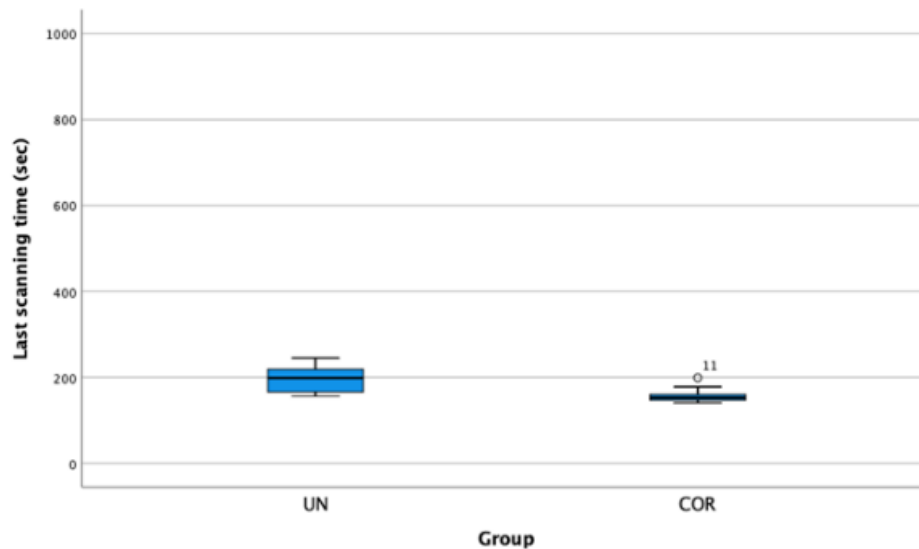


Fig. 31. Boxplot que muestra el tiempo de escaneado en segundos, para el grupo SA y el grupo CA. Escala 0-1000 segundos.

5.2. Resultados del análisis de la EFICACIA

A continuación, se procede a la presentación de resultados de la estadística descriptiva, e inferencial en referencia al estudio de la eficacia. (Tabla 19)

ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA		
Estudio de distancias lineales y angulaciones específicas		
CMM	Referencia de máxima veracidad	
Escaneado intraoral	Grupo con anillas (CA)	
	Grupo sin anillas (SA)	
Fiabilidad		
Exactitud		
Por grupos	Específica	Lineal
		Angular
	Global	Lineal
		Angular
Total		Lineal
		Angular
Precisión		
Por grupos	Específica	Lineal
		Angular
	Global	Lineal
		Angular
Total		Lineal
		Angular
ESTADÍSTICA INFERENCIAL		
Estudio de distancias lineales y angulaciones específicas		
CMM	Referencia de máxima veracidad	
Escaneado intraoral	Grupo con anillas (CA)	
	Grupo sin anillas (SA)	
Fiabilidad		
Exactitud		
Por grupos	Específica	Lineal
		Angular
	Global	Lineal
		Angular
Total		Lineal
		Angular
Precisión		
Por grupos	Específica	Lineal
		Angular
	Global	Lineal
		Angular
Total		Lineal
		Angular

Tabla 19. Tabla esquemática de las variables del análisis estadístico de la eficacia.

Estadística descriptiva de distancias y angulación

Estudio de distancias lineales e inclinaciones angulares de referencia

Las distancias calculadas a partir de palpación directa de puntos específicos sobre la superficie de los pilares con la CMM fueron registradas en un informe certificado por el centro de metrología. El mismo centro de metrología nos proporcionó algunos de los datos se presentan a continuación. (Tabla 20) (Tabla 21)

TRAMO	DISTANCIAS CMM	Media
1	IMP 1-2	15108,7
2	IMP 1-3	30857,6
3	IMP 1-4	44518,0
4	IMP 1-5	51214,2
5	IMP 1-6	55731,8
6	IMP 2-3	16191,3
7	IMP 2-4	31496,5
8	IMP 2-5	41075,7
9	IMP 2-6	48918,8
10	IMP 3-4	17615,8
11	IMP 3-5	30921,0
12	IMP 3-6	42081,6
13	IMP 4-5	15473,6
14	IMP 4-6	29003,2
15	IMP 5-6	14585,7

Tabla 20. Distancias entre tramos expresadas en micras (μm) calculadas en base a las mediciones directas con MMC. Incertidumbre máxima certificada 1,6 μm .

PLANO	EJE	ANGULACIONES CMM	Media
PLANO SAGITAL	YZ	IMP 1-IMP2	13,4804
		IMP 1-IMP3	0,8811
		IMP 1-IMP4	1,1421
		IMP 1-IMP5	14,7024
		IMP 1-IMP6	1,5156
PLANO FRONTAL	ZX	IMP 1-IMP2	3,4246
		IMP 1-IMP3	1,6345
		IMP 1-IMP4	1,5176
		IMP 1-IMP5	3,4008
		IMP 1-IMP6	0,7124

Tabla 21. Angulaciones relativas a implante calculados en base a mediciones directas con MMC. Expresadas en grados sexagesimales ($^{\circ}$). Incertidumbre máxima certificada: 0,0930 $^{\circ}$.

El informe metrológico se acompaña de representaciones gráficas con resultados de medición proyectados sobre una barra diseñada por ingeniería inversa. (Figura 32) (Figura 33)

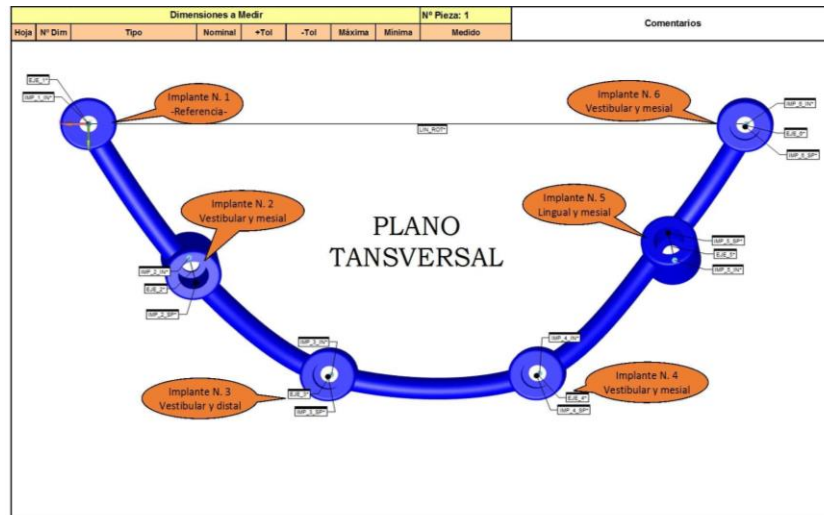


Fig. 32. Resultados del estudio de medición con la CMM acompañados de la representación gráfica correspondiente al plano axial del modelo.

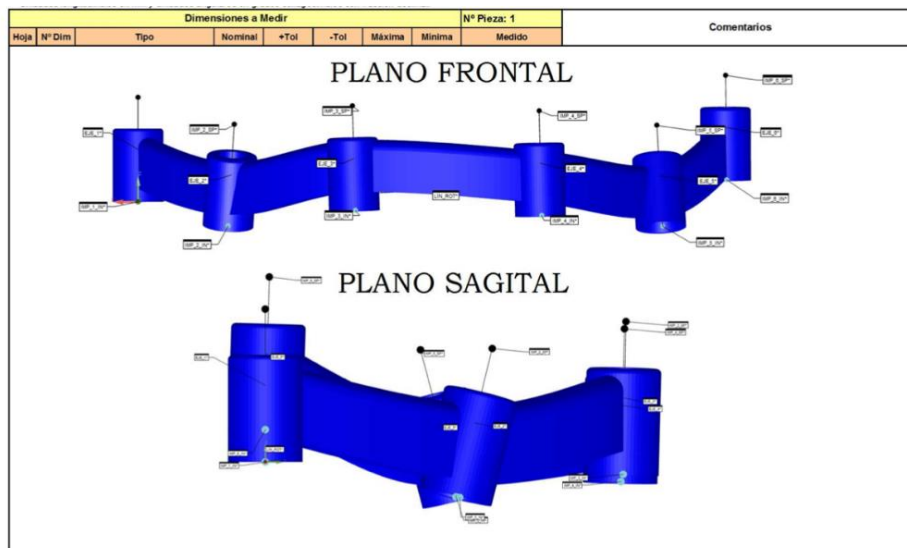


Fig. 33. Resultados del estudio de angulación axial relativa con la CMM acompañados de la representación gráfica correspondiente a las vistas frontal y sagital del modelo.

Estudio de distancias lineales específicas para cada grupo CA y SA

Los resultados registrados correspondientes al **estudio lineal de las distancias** entre centros de pilar de implante de las mediciones sobre las barras generadas a partir de los grupos SA y CA, fueron registrados en una tabla de Excel (Microsoft® Excel® para Microsoft 365 MSO versión 2110), que se muestra a continuación. (Tabla 22)

Tramo	Distancia	Grupo	DISTANCIA LINEAL Media	Desv. estándar	Mínimo	Máximo
1	IMP 1-2	SA	15140,650	6,90334	15130,6	15149,1
		CA	15133,840	12,64632	15118,7	15153,9
2	IMP 1-3	SA	30858,060	11,91406	30842,2	30872,0
		CA	30844,050	17,96436	30825,1	30872,7
3	IMP 1-4	SA	44519,600	33,43837	44461,5	44583,1
		CA	44495,080	35,18954	44454,6	44552,7
4	IMP 1-5	SA	51201,610	20,58895	51108,3	51307,7
		CA	51175,150	21,02082	51090,6	51307,7
5	IMP 1-6	SA	55708,820	92,55444	55595,0	55880,5
		CA	55706,750	99,43781	55537,2	55895,1
6	IMP 2-3	SA	16164,410	7,26199	16150,7	16175,2
		CA	16155,760	8,17411	16146,7	16170,8
7	IMP 2-4	SA	31483,780	19,67665	31454,1	31527,0
		CA	31465,320	20,73547	31443,1	31501,8
8	IMP 2-5	SA	41055,130	43,43964	41000,4	41127,8
		CA	41035,710	44,20154	40975,3	41113,1
9	IMP 2-6	SA	48895,790	57,95858	48814,2	49026,9
		CA	48903,580	65,86541	48789,0	49008,7
10	IMP 3-4	SA	17621,750	10,39618	17609,2	17635,1
		CA	17617,520	16,68891	17592,6	17641,3
11	IMP 3-5	SA	30899,430	21,50644	30864,6	30930,7
		CA	30897,700	26,26273	30869,4	30930,0
12	IMP 3-6	SA	42059,300	34,13206	42003,6	42123,7
		CA	42073,720	35,23681	42016,9	42127,9
13	IMP 4-5	SA	15440,720	11,72810	15421,1	15463,5
		CA	15442,180	13,52781	15421,2	15463,5
14	IMP 4-6	SA	28971,480	33,73850	28888,8	29014,5
		CA	28984,130	21,38510	28950,3	29014,5
15	IMP 5-6	SA	14562,940	103,89383	14268,5	14608,7
		CA	14595,940	8,99187	14583,5	14609,1

Tabla 22. Distancias entre los pilares protéticos de cada barra diseñada a partir del escaneado intraoral de los grupos CA y SA. Valores expresados en micras (μm).

Estudio de angulaciones específicas para cada grupo de escaneado CA y SA

Así mismo, se muestran a continuación los resultados registrados correspondientes las mediciones **angulares** con respecto a los planos YZ y ZX para cada uno de los grupos CA y SA. (Tabla 23)

PLANO	EJE	POSICIÓN	Grupo	ANGULACIÓN Media	Desv. estándar	Mínimo	Máximo		
SAGITAL	YZ	YZ-IMP2	SA	13,4290	,08538	13,21	13,50		
			CA	13,4534	,03713	13,38	13,49		
		YZ-IMP3	SA	1,0395	,06552	,92	1,12		
			CA	1,0399	,05816	,94	1,12		
		YZ-IMP4	SA	1,2025	,08176	1,07	1,32		
			CA	1,2015	,11563	,98	1,32		
		YZ-IMP5	SA	14,5712	,13137	14,38	14,76		
			CA	14,5482	,10282	14,47	14,81		
		YZ-IMP6	SA	1,4857	,15051	1,31	1,73		
			CA	1,5817	,10405	1,40	1,70		
		FRONTAL	ZX	ZX-IMP2	SA	3,4183	,10977	3,30	3,67
					CA	3,3833	,08600	3,21	3,53
ZX-IMP3	SA			1,5832	,11294	1,37	1,71		
	CA			1,6114	,08064	1,46	1,72		
ZX-IMP4	SA			1,2255	,10173	1,10	1,40		
	CA			1,2550	,11623	1,14	1,45		
ZX-IMP5	SA			3,2324	,10311	3,10	3,43		
	CA			3,2690	,17526	3,06	3,53		
ZX-IMP6	SA			,5595	,14205	,31	,76		
	CA			,6273	,16240	,41	,86		

Tabla 23. Angulaciones relativas con respecto al implante 1 calculadas en base a mediciones sobre las barras protéticas diseñadas a partir del escaneado intraoral de los grupos CA y SA. Valores expresados en grados sexagesimales (°).

Estudio estadístico de la fiabilidad lineal

Para el estudio de la **exactitud lineal** de ambos grupos, se procedió al cálculo de discrepancias de las medidas lineales de los grupos CA y SA con respecto a las calculadas con la CMM. (Tabla 24)

Tramo	Distancia	Grupo	EXACTITUD LINEAL Media	Desv. estándar	Mínimo	Máximo
1	CMM-IMP 1-2	SA	31,95	6,90	21,90	40,40
		CA	25,14	12,65	10,00	45,20
2	CMM-IMP 1-3	SA	9,82	5,92	1,10	15,40
		CA	18,75	11,67	3,90	32,50
3	CMM-IMP 1-4	SA	23,04	23,05	1,40	65,10
		CA	34,20	22,86	3,60	63,40
4	CMM-IMP 1-5	SA	55,55	31,41	5,40	105,90
		CA	65,61	36,47	18,60	123,60
5	CMM-IMP 1-6	SA	80,36	44,47	11,20	148,70
		CA	71,75	69,75	13,90	194,60
6	CMM-IMP 2-3	SA	26,89	7,26	16,10	40,60
		CA	35,54	8,17	20,50	44,60
7	CMM-IMP 2-4	SA	18,82	13,17	3,10	42,40
		CA	32,24	18,85	5,30	53,40
8	CMM-IMP 2-5	SA	39,29	25,34	0,70	75,30
		CA	51,11	28,78	18,20	100,40
9	CMM-IMP 2-6	SA	45,53	40,55	2,60	108,10
		CA	47,17	46,09	4,50	129,80
10	CMM-IMP 3-4	SA	9,13	7,40	0,10	19,30
		CA	14,18	7,64	2,50	25,50
11	CMM-IMP 3-5	SA	24,33	17,94	3,30	56,40
		CA	26,12	23,13	1,00	51,60
12	CMM-IMP 3-6	SA	32,98	22,56	0,40	78,00
		CA	29,76	18,07	9,40	64,70
13	CMM-IMP 4-5	SA	32,88	11,73	10,10	52,50
		CA	31,42	13,53	10,10	52,40
14	CMM-IMP 4-6	SA	24,72	12,71	1,60	44,20
		CA	22,03	17,95	0,40	52,90
15	CMM-IMP 5-6	SA	11,85	7,36	0,50	23,00
		CA	10,68	8,40	1,80	23,40

Tabla 24. Variables descriptivas para el estudio de exactitud lineal, en términos de discrepancia de los grupos CA y SA, con respecto a los resultados de la CMM. Media, Desviación estándar, mínimo y máximo. Valores expresados en micras (μm).

Precisión lineal

Para el estudio de la **precisión lineal** de cada uno de los grupos, se procedió al cálculo de discrepancias de las medidas lineales de los grupos CA y SA, con respecto a las calculadas con la CMM.

Diferencias de exactitud lineal

En primer lugar, se aplicaron pruebas de **normalidad** de Kolmogorov-Smirnov, y Shapiro-Wilk para las variables de la exactitud lineal específica, no pudiéndose asumir la normalidad con $p > 0.05$ en la mayoría de las muestras para ambos grupos. A continuación, se aplicaron pruebas no paramétricas para establecer la inferencia del estudio lineal entre grupos. (Tabla 25)

Habiendo aplicado las pruebas de U de Mann Whitney y W de Wilcoxon, no se hallaron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$) entre los grupos SA y CA para ninguna variable de exactitud lineal excepto para la distancia entre los implantes 2-3 o tramo número 6 ($p = ,041$). (Tabla 26)

PRUEBAS DE NORMALIDAD							
EXACTITUD LINEAL ESPECÍFICA	Grupo	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
IMP1-2	SA	,156	10	,200*	,917	10	,330
	CA	,172	10	,200*	,907	10	,259
IMP1-3	SA	,275	10	,031	,811	10	,020
	CA	,168	10	,200*	,877	10	,122
IMP1-4	SA	,199	10	,200*	,854	10	,066
	CA	,174	10	,200*	,898	10	,208
IMP1-5	SA	,159	10	,200*	,973	10	,921
	CA	,154	10	,200*	,933	10	,478
IMP1-6	SA	,152	10	,200*	,968	10	,869
	CA	,397	10	,000	,711	10	,001
IMP2-3	SA	,167	10	,200*	,934	10	,492
	CA	,255	10	,064	,893	10	,185
IMP2-4	SA	,171	10	,200*	,940	10	,556
	CA	,211	10	,200*	,871	10	,103
IMP2-5	SA	,180	10	,200*	,946	10	,619
	CA	,183	10	,200*	,914	10	,306
IMP2-6	SA	,189	10	,200*	,880	10	,132
	CA	,282	10	,023	,805	10	,017
IMP3-4	SA	,187	10	,200*	,888	10	,163
	CA	,159	10	,200*	,955	10	,728
IMP3-5	SA	,191	10	,200*	,933	10	,473
	CA	,270	10	,037	,761	10	,005
IMP3-6	SA	,171	10	,200*	,941	10	,567
	CA	,308	10	,008	,876	10	,117
IMP4-5	SA	,158	10	,200*	,980	10	,964
	CA	,224	10	,166	,887	10	,158
IMP4-6	SA	,120	10	,200*	,983	10	,979
	CA	,170	10	,200*	,927	10	,419
IMP5-6	SA	,111	10	,200*	,971	10	,900
	CA	,187	10	,200*	,873	10	,108

Tabla 25. Pruebas de Kolmogorov-Smirnov y Shapiro-Wilk para hallar la normalidad de las muestras del estudio de exactitud angular.

PRUEBAS DE INFERENCIA					
EXACTITUD LINEAL ESPECÍFICA	U de Mann-Whitney	W de Wilcoxon	Z	Sig. Asintótica (bilateral)	Sig. Exacta 2+ sig. Unilateral
IMP1-2	32,500	87,500	-1,323	,186	,190b
IMP1-3	29,000	84,000	-1,589	,112	,123b
IMP1-4	34,500	89,500	-1,172	,241	,247b
IMP1-5	43,500	98,500	-,492	,623	,631b
IMP1-6	42,500	97,500	-,567	,571	,579b
IMP2-3	23,000	78,000	-2,044	,041	,043b
IMP2-4	27,500	82,500	-1,702	,089	,089b
IMP2-5	39,500	94,500	-,794	,427	,436b
IMP2-6	48,000	103,000	-,151	,880	,912b
IMP3-4	31,500	86,500	-1,400	,161	,165b
IMP3-5	49,500	104,500	-,038	,970	,971b
IMP3-6	48,000	103,000	-,151	,880	,912b
IMP4-5	43,500	98,500	-,492	,623	,631b
IMP4-6	44,500	99,500	-,416	,677	,684b
IMP5-6	46,000	101,000	-,303	,762	,796b

Tabla 26. Pruebas de U de Man Whitney y W de Wilcoxon.

Exactitud lineal global

Por tanto, habiendo aplicado las pruebas de U de Mann Whitney y, W de Wilcoxon tampoco se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre los valores de exactitud lineal global media de los grupos SA y CA con exactitud lineal media; $34,38 \pm 17,67 \mu\text{m}$ y, $31,14 \pm 18,77 \mu\text{m}$ respectivamente con ($p=0,55$). (Figura 33) (Figura 34)

EXACTITUD LINEAL GLOBAL	Media	Desv. estándar	Mínimo	Máximo
SA	31,14	18,77	9,13	80,36
CA	34,38	17,67	10,68	71,75

PRUEBAS DE INFERENCIA					
EXACTITUD LINEAL	U de Mann-Whitney	W de Wilcoxon	Z	Sig. Asintótica (bilateral)	Sig. Exacta 2+ sig. Unilateral
Global	98,000	218,000	-,601	,548	,567 ^b

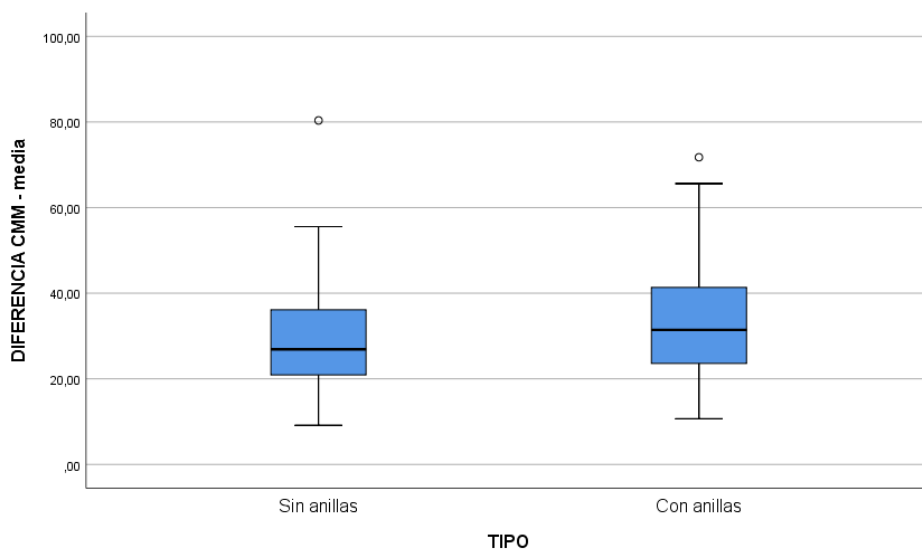


Figura. 33. Estadística descriptiva, prueba de U de Mann Whitney y diagrama de barras para la exactitud lineal de los grupos SA y CA.

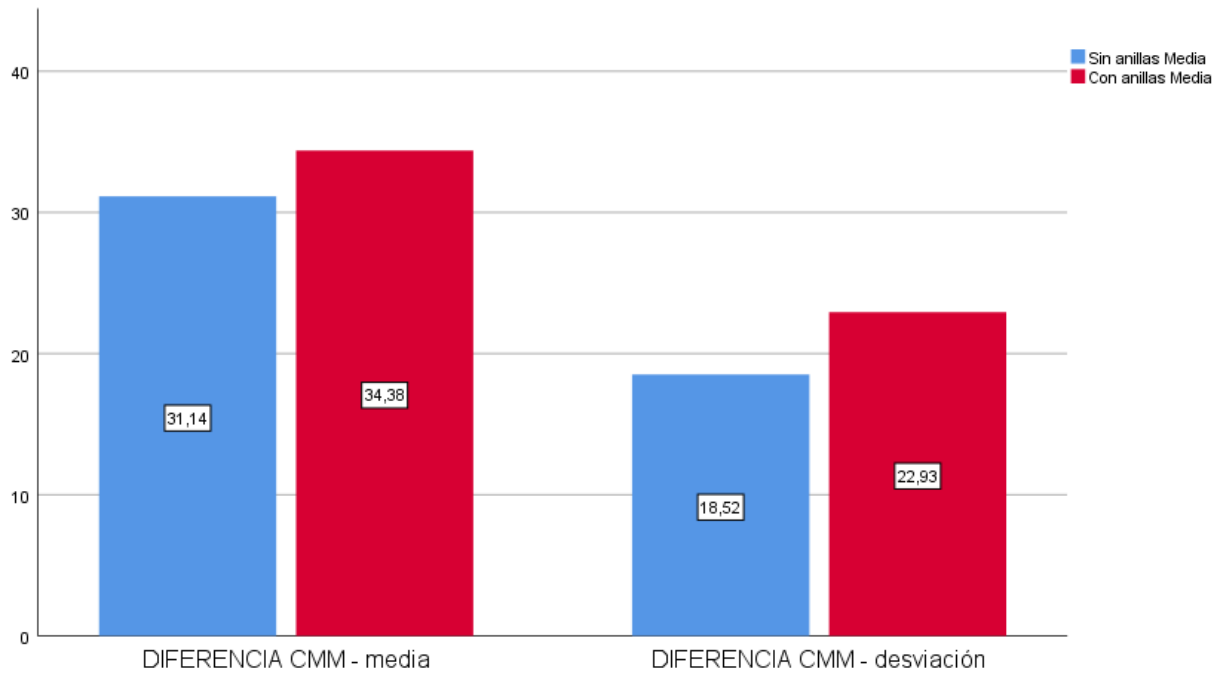


Figura. 24. Diagrama de barras representativo de las diferencias de exactitud y precisión lineal entre los grupos SA y CA.

Exactitud lineal total

La exactitud lineal total media, independientemente del grupo de escaneado CA o SA fue de $32,76 \pm 17,99 \mu\text{m}$ con un valor mínimo de $9,13 \mu\text{m}$ y máximo de $80,36 \mu\text{m}$. La distribución de la muestra no resultó ser normal según las pruebas de Kolmogorov-Smirnov y, Shapiro-Wilk ($p < 0,05$). (Figura 35)

EXACTITUD LINEAL	Media	Desv. estándar	Mínimo	Máximo
Total	32,76	17,99	9,13	80,36

PRUEBAS DE NORMALIDAD						
EXACTITUD LINEAL	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Total	,172	30	,024	,914	30	,019

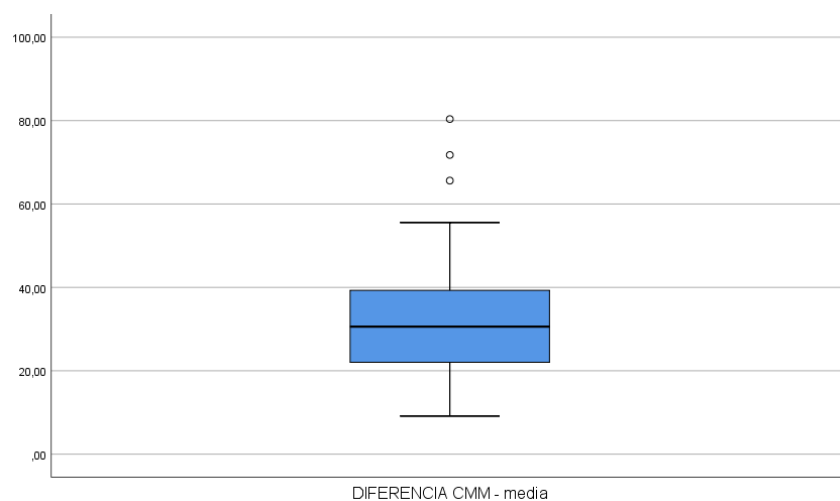


Figura. 35. Estadística descriptiva, prueba de U de Mann Whitney y diagrama de barras para la exactitud lineal de ambos grupos CA y SA.

Precisión lineal global

Los resultados obtenidos en cuanto a la precisión lineal media del grupo SA fueron de $22,94 \pm 16,90 \mu\text{m}$ y para el grupo CA de $18,51 \pm 12,50 \mu\text{m}$. No se pudo confirmar la normalidad de las muestras de ambos grupos mediante las pruebas de Kolmogorov-Smirnov y Shapiro-Wilk con ($p < 0,05$). Aplicando la prueba de U de Mann Whitney, no se hallaron diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,31$). (Figura 36)

PRECISIÓN LINEAL GLOBAL	Media	Desv. estándar	Mínimo	Máximo
SA	18,52	13,00	5,92	44,47
CA	22,93	16,90	7,64	69,75

PRUEBAS DE NORMALIDAD						
PRECISIÓN LINEAL	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
SA	,199	15	,113	,873	15	,037
CA	,229	15	,034	,814	15	,006

PRUEBAS DE INFERENCIA					
PRECISIÓN LINEAL	U de Mann-Whitney	W de Wilcoxon	Z	Sig. Asintótica (bilateral)	Sig. Exacta 2* sig. Unilateral
Global	88,000	208,000	-1,016	,310	,325

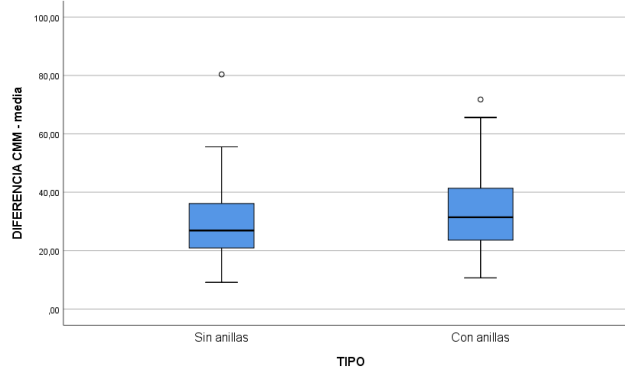


Figura. 36. Estadística descriptiva, pruebas de normalidad, U de Mann-Whitney y diagrama representativo de las diferencias de precisión lineal entre grupos SA y CA.

Precisión lineal total

La precisión lineal total media, independientemente del grupo de escaneado CA o SA fue de $20,73 \pm 14,77 \mu\text{m}$ con un valor mínimo de $5,92 \mu\text{m}$ y máximo de $69,75 \mu\text{m}$. La distribución de la muestra no resultó ser normal según las pruebas de Kolmogórov-Smirnov y, Shapiro-Wilk ($p < 0,05$). (Figura 37)

PRECISIÓN LINEAL GLOBAL	Media	Desv. estándar	Mínimo	Máximo
Total	20,73	14,77	5,92	69,75

PRUEBAS DE NORMALIDAD						
PRECISIÓN LINEAL GLOBAL	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Total	,169	30	,029	,843	30	,000

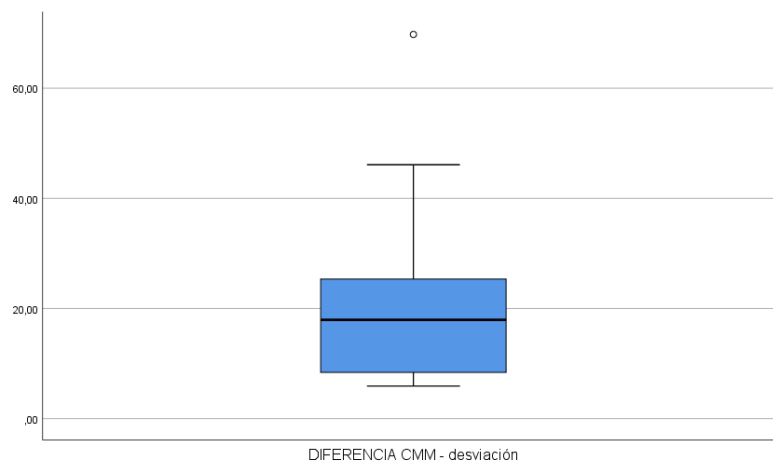


Figura. 37. Estadística descriptiva, pruebas de normalidad y diagrama representativo de la precisión lineal de la media de ambos grupos CA y SA.

Exactitud angular específica sagital (YZ) y frontal (ZX)

Del mismo modo, se procedió al cálculo de discrepancias de las cada una de las inclinaciones angulares de los grupos CA y SA con respecto a las calculadas con la CMM para el estudio de la **exactitud angular**. (Tabla 27)

Plano	Eje	EXACTITUD ANGULAR	Grupo	Media	Desv. estándar	Mínimo	Máximo
SAGITAL	YZ	CMM-YZIMP2	SA	0,06	0,08	0,01	0,27
			CA	0,03	0,03	0,01	0,10
		CMM-YZIMP3	SA	0,16	0,05	0,04	0,24
			CA	0,16	0,06	0,06	0,24
		CMM-YZIMP4	SA	0,09	0,05	0,01	0,17
			CA	0,11	0,07	0,00	0,18
CMM-YZIMP5	SA	0,15	0,10	0,05	0,32		
	CA	0,18	0,05	0,11	0,23		
CMM-YZIMP6	SA	0,13	0,06	0,02	0,22		
	CA	0,10	0,07	0,01	0,18		
FRONTAL	ZX	CMM-ZXIMP2	SA	0,08	0,07	0,00	0,24
			CA	0,07	0,06	0,00	0,22
		CMM-ZXIMP3	SA	0,09	0,08	0,01	0,27
			CA	0,06	0,05	0,01	0,18
		CMM-ZXIMP4	SA	0,29	0,10	0,12	0,42
			CA	0,26	0,12	0,07	0,38
CMM-ZXIMP5	SA	0,17	0,09	0,03	0,30		
	CA	0,18	0,12	0,06	0,34		
CMM-ZXIMP6	SA	0,16	0,13	0,00	0,40		
	CA	0,13	0,12	0,01	0,30		

Tabla 27. Variables descriptivas para el estudio angular de la exactitud, en términos de discrepancia de los grupos CA y SA, con respecto a los resultados de la CMM. Valores expresados en grados sexagesimales (°).

Se aplicaron pruebas de **normalidad** de Kolmogorov-Smirnov, y Shapiro-Wilk para las variables de la exactitud angular específica, no pudiéndose asumir la normalidad con $p > 0.05$ para todas muestras de ambos grupos. (Tabla 28)

No se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos SA y CA para ninguna de las variables específicas de exactitud angular según las pruebas de U de Mann Whitney y W de Wilcoxon, con ($p > 0.05$). (Tabla 29)

PRUEBAS DE NORMALIDAD							
EXACTITUD ANGULAR ESPECÍFICA	Grupo	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
IMP 2 YZ	SA	,295	10	,014	,690	10	,001
	CA	,302	10	,010	,748	10	,003
IMP 3 YZ	SA	,193	10	,200*	,911	10	,285
	CA	,255	10	,065	,923	10	,382
IMP 4 YZ	SA	,172	10	,200*	,967	10	,863
	CA	,183	10	,200*	,901	10	,223
IMP 5 YZ	SA	,232	10	,135	,884	10	,145
	CA	,175	10	,200*	,875	10	,113
IMP 6 YZ	SA	,115	10	,200*	,974	10	,924
	CA	,189	10	,200*	,894	10	,189
IMP 2 ZX	SA	,172	10	,200*	,885	10	,149
	CA	,270	10	,038	,803	10	,016
IMP 3 ZX	SA	,187	10	,200*	,849	10	,057
	CA	,189	10	,200*	,864	10	,086
IMP 4 ZX	SA	,159	10	,200*	,940	10	,549
	CA	,201	10	,200*	,882	10	,138
IMP 5 ZX	SA	,150	10	,200*	,953	10	,705
	CA	,262	10	,050	,813	10	,021
IMP 6 ZX	SA	,215	10	,200*	,917	10	,329
	CA	,244	10	,094	,804	10	,016

Tabla 28. Pruebas de normalidad para el estudio de la distribución de la exactitud angular específica de cada grupo.

PRUEBAS DE INFERENCIA					
EXACTITUD ANGULAR ESPECÍFICA	U de Mann- Whitney	W de Wilcoxon	Z	Sig. Asintótica (bilateral)	Sig. Exacta 2+ sig. Unilateral
IMP 2 YZ	40,500	95,500	-,719	,472	,481b
IMP 3 YZ	48,500	103,500	-,113	,910	,912b
IMP 4 YZ	40,500	95,500	-,719	,472	,481b
IMP 5 YZ	40,500	95,500	-,719	,472	,481b
IMP 6 YZ	35,500	90,500	-1,097	,273	,280b
IMP 2 ZX	49,500	104,500	-,038	,970	,971b
IMP 3 ZX	39,500	94,500	-,794	,427	,436b
IMP 4 ZX	41,500	96,500	-,643	,520	,529b
IMP 5 ZX	48,500	103,500	-,113	,910	,912b
IMP 6 ZX	39,500	94,500	-,794	,427	,436b

Tabla 29. Pruebas de U de Mann Whitney y W de Wilcoxon para el estudio de exactitud angular específica. Diagrama de representación de diferencias de exactitud angular específica.

Exactitud angular global sagital (YZ)

En cuanto al estudio de exactitud angular global media sagital, se confirmó la distribución de las muestras para ambos grupos. Los grupos CA y SA no presentaron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la exactitud angular sagital con $0,12^\circ \pm 0,06^\circ$ y $0,12 \pm 0,04^\circ$ para las pruebas de U de Mann Whitney y W Wilcoxon con ($p=0,834$). (Figura 38)

EXACTITUD ANGULAR YZ GLOBAL	Media	Desv. estándar	Mínimo	Máximo
SA	0,12	0,04	0,06	0,16
CA	0,12	0,06	0,03	0,18

PRUEBAS DE NORMALIDAD						
EXACTITUD ANGULAR YZ	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
SA	,212	5	,200	,925	5	,566
CA	,192	5	,200	,950	5	,738

PRUEBAS DE INFERENCIA					
EXACTITUD ANGULAR YZ	U de Mann-Whitney	W de Wilcoxon	Z	Sig. Asintótica (bilateral)	Sig. Exacta 2* sig. Unilateral
Global	11,500	26,500	-,210	,834	,841

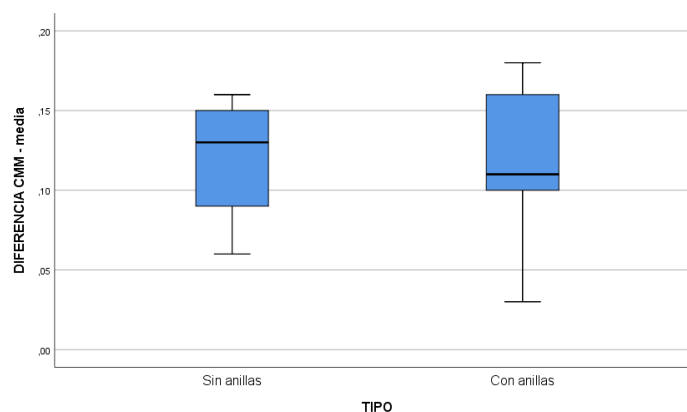


Figura. 38. Estadística descriptiva de la exactitud angular YZ, pruebas de normalidad y pruebas de U de Mann Whitney y W de Wilcoxon. Diagrama de cajas que representa las diferencias de exactitud angular YZ entre los grupos SA y CA.

Precisión angular global sagital (YZ)

En cuanto al estudio de precisión angular global media sagital, se confirmó la distribución de las muestras para ambos grupos. Los grupos CA y SA no presentaron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la precisión angular sagital con $0,06^\circ \pm 0,17^\circ$ y $0,07^\circ \pm 0,02^\circ$ para las pruebas de U de Mann Whitney y W Wilcoxon con ($p=0,523$). (Figura 39) (Figura 40)

PRECISIÓN ANGULAR YZ GLOBAL	Media	Desv. estándar	Mínimo	Máximo
SA	0,07	0,02	0,05	0,10
CA	0,06	0,17	0,03	0,07

PRUEBAS DE NORMALIDAD						
PRECISIÓN ANGULAR YZ GLOBAL	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
SA	,244	5	,200	,871	5	,272
CA	,201	5	,200	,881	5	,314

PRUEBAS DE INFERENCIA					
PRECISIÓN ANGULAR YZ	U de Mann-Whitney	W de Wilcoxon	Z	Sig. Asintótica (bilateral)	Sig. Exacta 2+ sig. Unilateral
Global	9,500	24,500	-,638	,523	,548

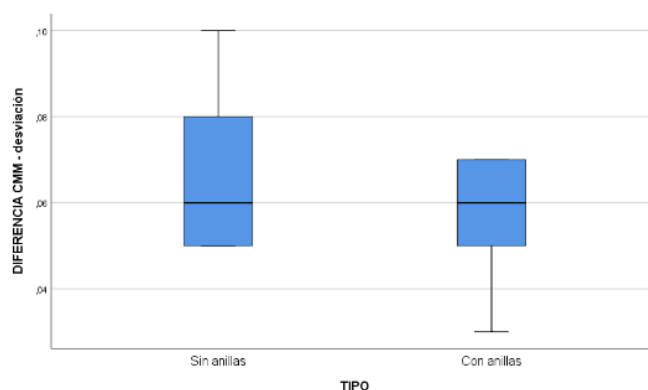


Figura. 39. Estadística descriptiva de la precisión angular YZ, pruebas de normalidad y pruebas de U de Mann Whitney y W de Wilcoxon. Diagrama de cajas que representa las diferencias de exactitud angular YZ entre los grupos SA y CA.

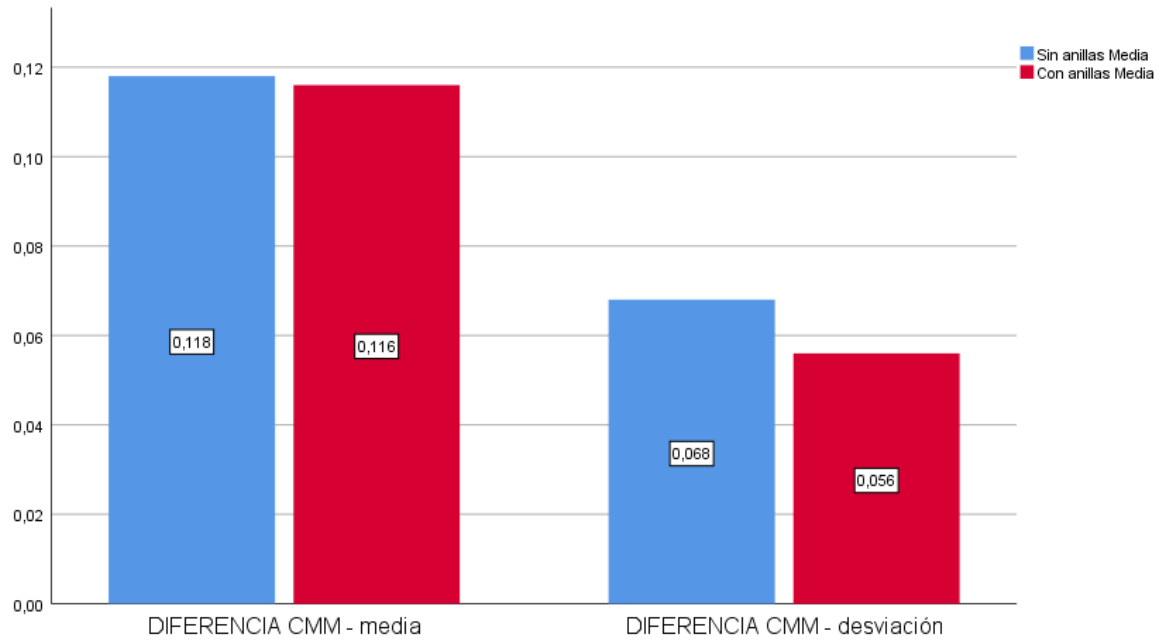


Fig. 40. Diagrama de barras de la exactitud y precisión angular YZ de los grupos SA y CA.

Exactitud angular total sagital (YZ)

Los valores de exactitud angular total sagital media considerando ambos grupos; SA y CA, fue de $0,12^\circ \pm 0,05^\circ$, con valores mínimos de $0,03^\circ$ y máximos de $0,18^\circ$. Se confirmó la normalidad de la distribución de la muestra a partir de las pruebas de Kolmogórov-Smirnov, y Shapiro-Wilk. (Figura 41)

EXACTITUD ANGULAR YZ	Media	Desv. estándar	Mínimo	Máximo
Total	0,12	0,05	0,03	0,18

PRUEBAS DE NORMALIDAD						
EXACTITUD ANGULAR YZ	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Total	,154	10	,200	,954	10	,716

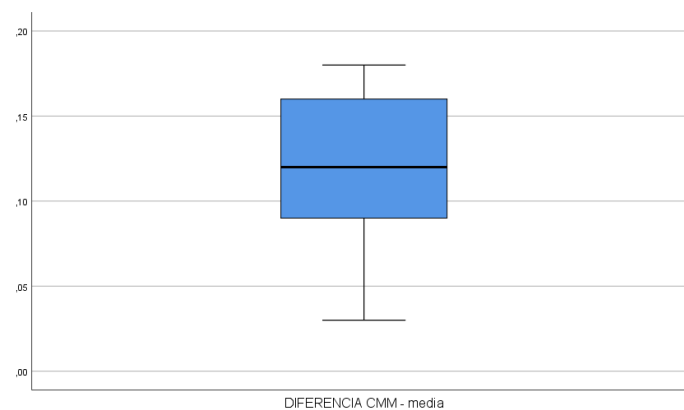


Figura. 41 Estadística descriptiva de la exactitud angular total YZ. Pruebas de normalidad. Diagrama de cajas representativo.

Precisión angular total sagital (YZ)

La precisión angular sagital total media, considerando ambos grupos de escaneado fue de $0,06^\circ \pm 0,02^\circ$ con un valor mínimo de $0,03^\circ$ y máximo de $0,10^\circ$. La distribución de la muestra resultó ser normal según las pruebas de Kolmogorov-Smirnov y, Shapiro-Wilk ($p > 0,05$). (Figura 42)

PRUEBAS DE NORMALIDAD						
PRECISIÓN ANGULAR YZ	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Total	,167	10	,200	,959	10	,777
PRECISIÓN ANGULAR YZ	Media	Desv. estándar	Mínimo	Máximo		
Total	0,06	0,02	0,03	0,10		

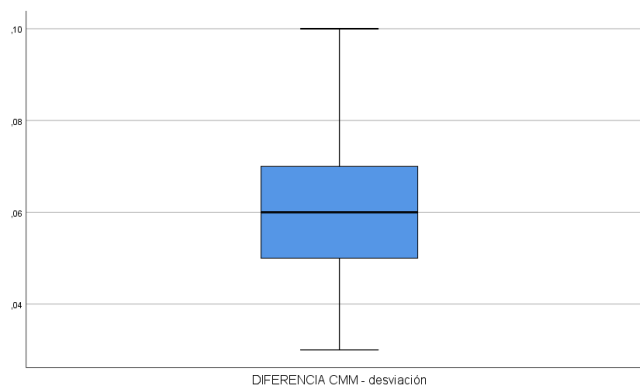


Figura. 42. Estadística descriptiva de la exactitud angular total YZ. Pruebas de normalidad. Diagrama de cajas representativo.

Exactitud angular global frontal (ZX)

En cuanto al estudio de exactitud angular global media frontal, se confirmó la distribución de las muestras para ambos grupos. Los grupos CA y SA no presentaron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la exactitud angular frontal con $0,16^\circ \pm 0,08^\circ$ y $0,14 \pm 0,08^\circ$ para las pruebas de U de Mann Whitney y W Wilcoxon con ($p=0,602$). (Figura 43)

EXACTITUD ANGULAR ZX GLOBAL	Media	Desv. estándar	Mínimo	Máximo
SA	0,16	0,08	0,08	0,29
CA	0,14	0,08	0,06	0,26

PRUEBAS DE NORMALIDAD						
EXACTITUD ANGULAR ZX GLOBAL	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
SA	,243	5	,200	,893	5	,371
CA	,201	5	,200	,928	5	,584

PRUEBAS DE INFERENCIA					
EXACTITUD ANGULAR ZX	U de Mann-Whitney	W de Wilcoxon	Z	Sig. Asintótica (bilateral)	Sig. Exacta 2+ sig. Unilateral
Global	10,000	25,000	-,522	,602	,690

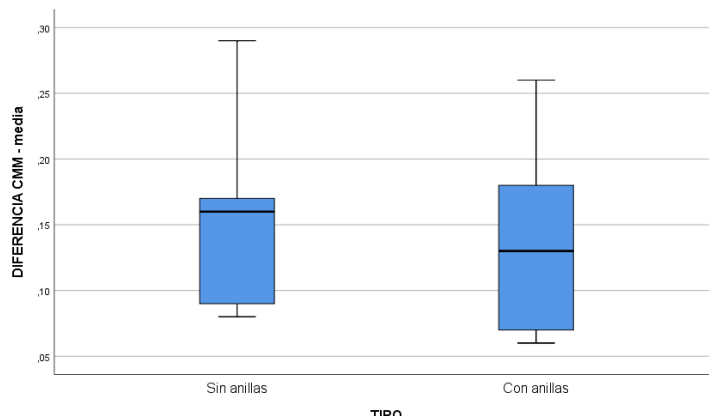


Figura. 43. Estadística descriptiva de la exactitud angular total ZX. Pruebas de normalidad. Diagrama de cajas representativo.

Precisión angular global frontal (ZX)

En cuanto al estudio de precisión angular global media frontal, se confirmó la distribución normal de la muestra del grupo SA ($p=,200$), sin embargo, no se pudo atribuir la normalidad de la muestra del grupo CA ($p=,027$), mediante pruebas de normalidad de Kolmogórov-Smirnov ($p=0,685$). El grupo SA obtuvo resultados de $0,09^\circ \pm 0,02$ frente a $0,09 \pm 0,03$ del grupo CA. En todo caso no se hallaron diferencias estadísticamente entre la precisión angular global media frontal mediante para las pruebas de U de Mann Whitney y W Wilcoxon con ($p=0,916$). (Figura 44) (Figura 45) (Figura 46)

PRECISIÓN ANGULAR ZX	Media	Desv. estándar	Mínimo	Máximo
SA	0,09	0,02	0,07	0,13
CA	0,09	0,03	0,05	0,12

PRUEBAS DE NORMALIDAD						
PRECISIÓN ANGULAR ZX GLOBAL	Kolmogórov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
SA	,197	5	,200	,943	5	,685
CA	,366	5	,027	,727	5	,018

PRUEBAS DE INFERENCIA					
PRECISIÓN ANGULAR ZX	U de Mann-Whitney	W de Wilcoxon	Z	Sig. Asintótica (bilateral)	Sig. Exacta 2+ sig. Unilateral
Global	12,000	27,000	-,106	,916	1,000

Figura. 44. Estadística descriptiva de la precisión angular YZ, pruebas de normalidad y pruebas de U de Mann Whitney y W de Wilcoxon.

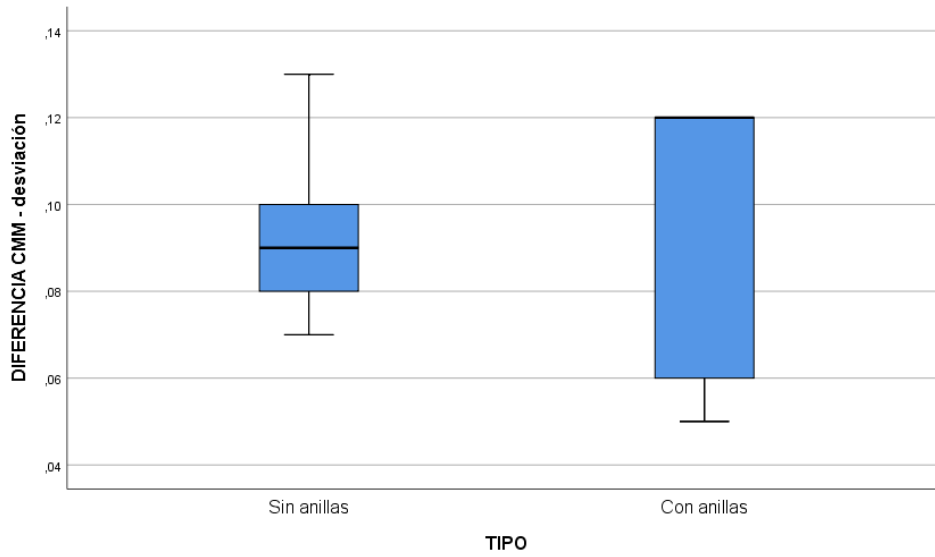


Figura. 45. Diagrama de cajas que representa las diferencias de exactitud angular YZ entre los grupos SA y CA.

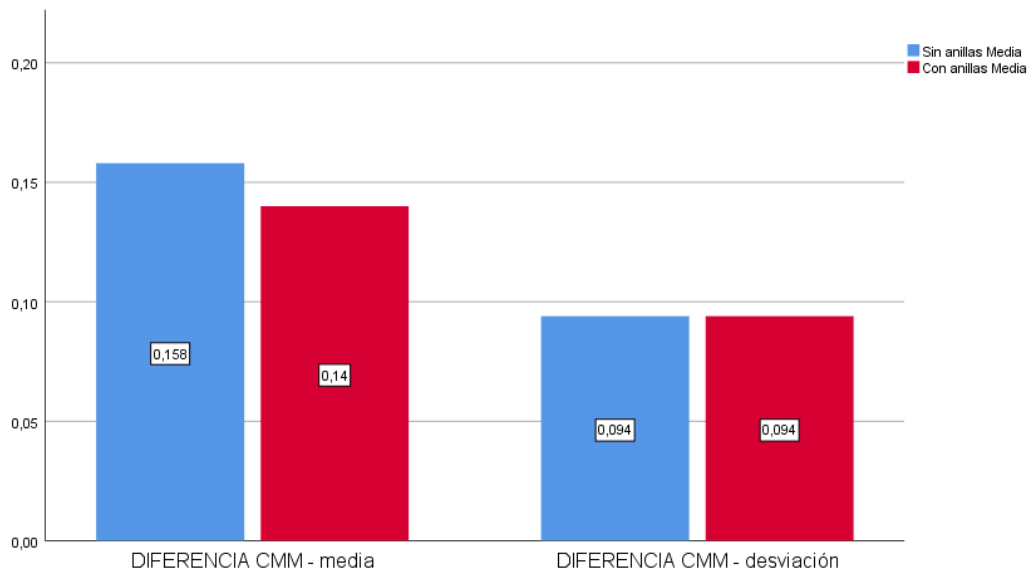


Figura. 46. Diagrama de barras representativo de las diferencias entre la precisión angular ZX de los grupos SA y CA.

Exactitud angular total frontal (ZX)

La exactitud frontal total media, considerando ambos grupos de escaneado fue de $0,15^\circ \pm 0,08^\circ$ con un valor mínimo de $0,06^\circ$ y máximo de $0,29^\circ$. La distribución de la muestra resultó ser normal según las pruebas de Kolmogórov-Smirnov y, Shapiro-Wilk ($p > 0,05$). (Figura 47)

EXACTITUD ANGULAR ZX	Media	Desv. estándar	Mínimo	Máximo
Total	0,15	0,08	0,06	0,29

PRUEBAS DE NORMALIDAD						
EXACTITUD ANGULAR ZX	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Total	,172	10	0,200	,912	10	,292

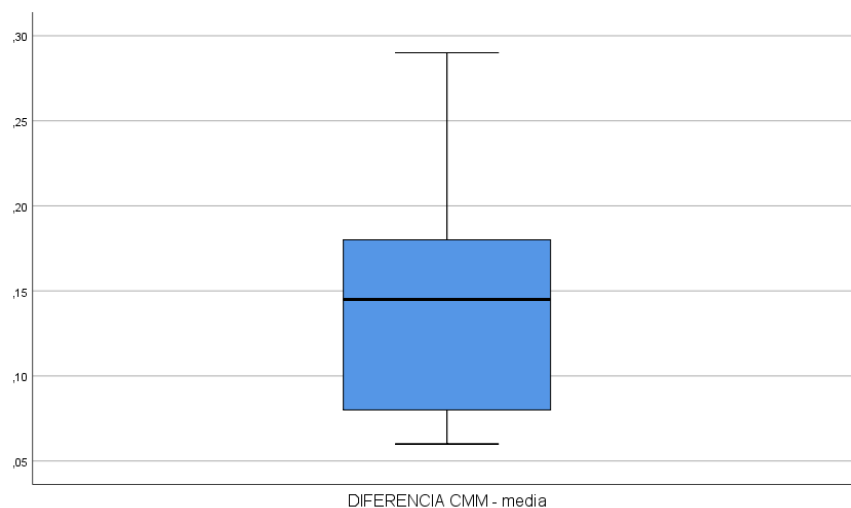


Figura. 47. Estadística descriptiva de la exactitud angular total ZX. Pruebas de normalidad. Diagrama de cajas representativo

Precisión angular total frontal (ZX)

La precisión angular frontal total media, considerando ambos grupos de escaneado fue de $0,09^\circ \pm 0,02^\circ$ con un valor mínimo de $0,05^\circ$ y máximo de $0,13^\circ$. La distribución de la muestra resultó ser normal según las pruebas de Kolmogórov-Smirnov y, Shapiro-Wilk ($p > 0,05$). (Figura 48)

PRECISIÓN ANGULAR ZX	Media	Desv. estándar	Mínimo	Máximo
Total	0,09	0,02	0,05	0,13

PRUEBAS DE NORMALIDAD						
PRECISION ANGULAR ZX	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Total	,220	10	,185	,921	10	,367

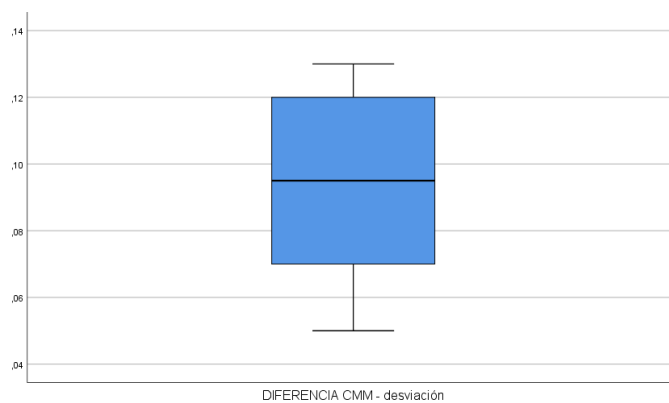


Figura. 48. Estadística descriptiva de la precisión angular total ZX. Pruebas de normalidad. Diagrama de cajas representativo.

VI. DISCUSIÓN

6. DISCUSIÓN

El escaneado intraoral de pacientes totalmente desdentados y portadores de múltiples implantes, especialmente en la arcada mandibular, supone hoy en día un procedimiento clínico que todavía no presenta las garantías de eficacia y eficiencia que indiquen su uso sistemático, según se manifiesta en distintos estudios. (147)

No obstante, la literatura todavía no ha validado el empleo de escáneres intraorales en situaciones clínicas más complejas, como pacientes desdentados con entre 6 y 8 implantes.(148) Aunque es posible su realización con éxito en determinados casos,(149) distintos factores contribuyen a que este procedimiento se considere como un procedimiento poco predecible.

Factores como la falta de relieve de tejidos blandos o la movilidad excesiva de los mismos, así como la presencia de varios pilares de escaneado, se consideran factores intrínsecos que incrementan el riesgo de introducción potencial de inexactitudes y/o dificultad técnica durante el proceso de escaneado. (13)

En este sentido, la dificultad de identificación y diferenciación espacial de los scanbodies debido a su idéntica geometría, es uno de los factores que pueden generar errores ópticos por solapamiento incorrecto. Además, este tipo de factores contribuyen a que el procedimiento de escaneado a menudo sea complicado, tedioso e incluso imposible en algunas ocasiones.

La superación de los citados inconvenientes presupone una exigencia técnica a los softwares y sistemas de inteligencia artificial de los actuales escáneres intraorales mayor de la que actualmente nos pueden ofrecer.

Con el objetivo de superar parte de estas limitaciones, se diseñó el presente estudio in vitro; en el que se han evaluado la eficiencia y eficacia de la utilización de dispositivos accesorios geométricos (anillas). Cada una de las anillas del sistema, fijadas sobre cada uno de los scanbodies, a distintos niveles, podrían ayudar a evitar los errores de superposición de estos durante el proceso de escaneado, sin afectar a la fiabilidad (exactitud y precisión).

En el presente estudio, las variables independientes que definían el estudio en **términos de eficiencia (número de intentos de escaneado, tiempo de último escaneado y tiempo total)** resultaron estadísticamente significativos ($P < 0,05$) a favor del grupo con anillas (CA) con respecto al SA. Por dicha razón la primera **hipótesis nula (H1) fue rechazada**.

Por otra parte, **no se pudo rechazar la segunda hipótesis nula (H2)** ya que no se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos con anillas y sin anillas SA y CA en cuanto a la fiabilidad o **eficacia**, en términos de **exactitud y precisión**.

En base a los resultados de este estudio, puede afirmarse que las anillas no influyen negativamente en la eficacia del procedimiento y, sin embargo, mejoran su eficiencia. En las siguientes secciones de esta discusión se irán analizando, justificando y comparando con la evidencia científica existente; el diseño y resultados del presente estudio in vitro.

6.1. En Cuanto a Material y Método

Arcada mandibular

El modelo empleado para el presente estudio fue diseñado específicamente considerando una de las situaciones más exigentes en cuanto al escaneado óptico intraoral: arcada completa mandibular, edéntula, con múltiples implantes, angulados y, con tramos de mucosa homogéneos.

Se ha comprobado a partir de diversos estudios que, por lo general, el escaneado intraoral de la arcada mandibular implica mayor dificultad y tiempo de escaneado con respecto al maxilar superior. Tao y colaboradores colocan marcadores ópticos de resina sobre los rebordes edéntulos con el fin de estudiar la influencia del escaneado con los mismos en términos de eficiencia y fiabilidad. Concluyen indicando en base a los resultados que el empleo de estos dispositivos sobre el paladar puede incrementar la precisión, así como la eficiencia de escaneado. Sin embargo, en la mandíbula los resultados son más desfavorables en presencia de dichos marcadores, ya que el tiempo y la discrepancia se ven incrementados con su uso. En todo caso, los tiempos de escaneado y discrepancias son más acusados en el maxilar superior. (150)

En un estudio in vivo realizado en 50 pacientes cuyas ambas arcadas fueron escaneadas intraoralmente con CEREC® Omnicam (Dentsply Sirona Dental Systems; GmbH, Bensheim, Germany) se obtuvieron tiempos de procedimiento estadísticamente superiores en la arcada mandibular frente a la maxilar, con $444 \pm 102s$ frente a $385 \pm 108s$. (151) Esta consideración también es atribuida al reducido espacio disponible para los movimientos del captador del escáner así como la interferencia, añadida a las mejillas que supone la lengua y dificulta el escaneado.

Número de implantes, distancia y angulación

Para la presente investigación el modelo de estudio contiene 6 implantes posicionados entre sí a distancias variables, así como orientados con diferentes angulaciones.

Algunos autores atribuyen que a grandes distancias entre implantes o largas arcadas edéntulas se asocian a mayor riesgo de introducción de discrepancias; ya que por los resultados asumen que se producen errores acumulativos durante el proceso secuencial de escaneado intraoral. (1) Otros estudios, como los de Flügge, o los de Kim reportan diferencias estadísticamente significativas en términos de exactitud y precisión en cuanto al escaneado de modelos mandibulares parcialmente dentadas en función de las distancias relativas entre los implantes. Asumiendo que la fiabilidad se ve disminuida a medida que se incrementa la distancia entre implantes. (86,152)

En cuanto al presente estudio de investigación in vitro, es posible confirmar que la relación se cumple, ya que en los tramos de menor distancia se han reportado valores de exactitud mayor con respecto a los de mayor distancia relativa. En el tramo número 5, de 55,73 mm de distancia entre implantes, se obtuvieron los valores medios máximos de inexactitud lineal específica para el grupo SA o SIN anillas con 80,36 μm . Es en ese mismo tramo, para el grupo CA o con anillas donde también se obtiene el valor máximo de inexactitud con 194,60 μm . A su vez, el tramo entre implantes más corto, el número 15, con 14,58 mm revela pequeñas discrepancias de entre 0,50 y 23,40 μm para ambos grupos SA y CA.

Giménez y colaboradores, en mediante estudios de fiabilidad de arcadas edéntulas con múltiples implantes obtienen resultados de exactitud más desfavorables en cuanto al aumento de angulación relativa entre los mismos. En todo caso, consideran que la magnitud de las diferencias per se, no son clínicamente relevantes.(153)

Por el contrario, la premisa de incremento de la inexactitud en función del incremento de la angulación parece no cumplirse en el presente estudio. De hecho, parece revelarse una relación invertida, pues en el implante número 2 con 13, 48° y, número 5 con 14, 70°; considerados como los más angulados en el eje -yz, revelan valores de discrepancia de muy baja magnitud, con 0,04° y 0, 16° respectivamente,

Scanbody

Los scanbodies Elos Accurate® (IOS 2C-A, Medtchech Pinol A/S, City, Dinamarca) empleados en este estudio contienen una pestaña en la parte superior, que facilita la reposición virtual de las réplicas digitales en el software CAD. A su vez, el diseño de las anillas propuesto asegura que la pestaña de reposicionamiento no quede cubierta durante su fijación. Otra de las ventajas del sistema de anillas es que el sistema de fijación por retención mecánica posibilita la reutilización, tanto de los scanbodies como de las propias anillas por no implicar cambios superficiales irreversibles.

Los hallazgos de esta investigación se limitan a el empleo de los scanbodies tipo Elos Accurate® (IOS 2C-A, Medtchech Pinol A/S, Dinamarca), y el escáner oral CEREC® Primescan (CEREC® SW 5.1.3; Dentsply Sirona, Bensheim, Alemania), por tanto, es posible que se obtengan resultados distintos a partir del escaneado de otro tipo de superficies de scanbodies o, con otro tipo de escáneres intraorales.(93)

El uso clínico del scanbody Elos está ampliamente extendido, de hecho, se podría decir que es uno de los más estudiados, recomendados y descritos por la literatura científica, principalmente por presentar resultados de fiabilidad significativamente superior.(78)

La exactitud y precisión de los scanbodies intraorales, es dependiente principalmente de su geometría y diseño superficial. Se considera que la fiabilidad de los escáneres es dependiente de la geometría de los scanbodies y la distancia entre ellos. (1)

Cabe destacar que numerosos coinciden en el hecho de que no se reportan cambios en cuanto a la fiabilidad de los modelos obtenidos respecto al atornillado y desatornillado para el reposicionamiento de scanbodies con un uso y tiempo relativamente adecuado y corto. En todo caso, en esta investigación, para evitar cualquier posible incidencia en cambios de fiabilidad, los scanbodies no fueron retirados del modelo hasta que no fueron obtenidas las muestras requeridas para ambos grupos consecutivamente. A su vez, esta condición preestablecida como parte del protocolo predispuso el orden de escaneado, siendo el grupo CA el primero en ser digitalizado seguido del SA. Las anillas se retiraron previo corte de las anillas con precaución de no modificar ninguna de las anillas utilizando un disco de diamante a alta revolución.

Operadores

La influencia del operador en cuanto escaneado intraoral ha sido un factor también estudiado por colaboradores de este grupo de investigación a lo largo del tiempo.

Giménez y colaboradores, sugieren que se supere una curva de aprendizaje previa basada en la experimentación por parte del operador, de modo que permita el escaneado clínico eficiente de casos complejos. (153) Son numerosos los estudios que coinciden en que existen diferencias en cuanto a la efectividad de escaneado en función de la experiencia del operador.(154)

Zarauz, también en colaboración con este grupo de investigación, recientemente, también ha demostrado asociaciones en cuanto a la edad con respecto a la velocidad de adopción de estrategias eficientes de escaneado.(34)

En todo caso, todos los escaneados de este efectuaron por parte del mismo operador experimentado con 7 años de experiencia de escaneado intraoral. Así mismo, el operador responsable del control de la validez de los modelos generados, y el operador que diseñó las estructuras CAD disponían de 8 años y 6 años de experiencia en relación con los citados procedimientos.

Estrategia de escaneado

En el presente estudio de anillas reposicionables, se aplicó, la misma estrategia de escaneado para todos los escaneados de ambos grupos. Esta estrategia es la descrita por el fabricante del escáner CEREC® Primescan (CEREC® Dentsply Sirona, Bensheim, Alemania) como una de las más indicadas para el escaneado intraoral de arcadas completas inferiores. Esta estrategia se presupone para escaneado arcadas dentadas, sin embargo, se interpretó como la más indicada en ausencia de una recomendación específica para arcadas totalmente edéntulas.

Se considera interesante la comparación de los resultados obtenidos en cuanto a eficiencia y eficacia con respecto a distintas estrategias de escaneado propuestas en la literatura.(77) La eficiencia y fiabilidad del escaneado intraoral pueden verse afectadas en distinta medida en función de la estrategia de escaneado aplicada por el operador. Mangano y colaboradores describen la técnica de zig-zag como la más indicada para el escaneado de arcadas edéntulas (93,155) por lo que se consideraría interesante añadir esta técnica de escaneado a la presente investigación de scanbodies modificados con anillas para estudiar la influencia del tipo de estrategia para este caso concreto. En todo caso, la efectividad de algunos escáneres es más sensible a la estrategia que otros.(147) También es sensible en cuanto a las características superficiales o patrón morfológico de la arcada escaneada. (157)

Tipo de escáner intraoral y versión del software del escáner

Ender y colaboradores en 2019 realizaron un estudio de fiabilidad sobre arcadas dentadas comparado el escaneado parcial y total con 8 modelos de escáneres intraorales. El escáner CEREC® Primescan (CEREC® SW 5.0.0.; Dentsply Sirona, Bensheim, Alemania) obtuvo los mejores resultados en cuanto a exactitud de escaneado de arcada completa $32,4 \pm 8,6\mu\text{m}$ con diferencias estadísticamente significativas con respecto a los otros escáneres. Así mismo, también obtuvo los valores más favorables en cuanto a la precisión de escaneado parcial de zonas anteriores y de exactitud en áreas posteriores. Por todas las citadas razones, se puede considerar que, actualmente el escáner CEREC® Primescan es uno de los escáneres que presentan resultados óptimos en cuanto a la fiabilidad de escaneado. En todo caso, no solo el tipo de escáner sino la versión del software empleado tiene un impacto significativo en cuanto a la exactitud del escáner intraoral.(95)

Se espera que la optimización técnica de los dispositivos emergentes implique un incremento per se en cuanto a la efectividad de escaneado.

Métodos de medición y análisis de discrepancias

Para este estudio de investigación se han aplicado algunos de las herramientas y métodos de metrología más reconocidos y descritos en la literatura científica odontológica. Por un lado, se empleó una máquina de coordenadas o CMM para obtener medidas de referencia en cuanto a las distancias y angulaciones para el cálculo de la exactitud obtenidas a partir de la palpación directa del modelo maestro.(97)

También se podrían haber aplicado otros métodos para obtener modelos de referencia de elevada fiabilidad como la digitalización del modelo con escáneres ópticos industriales y/o dentales de tipo extraoral.(156,158-160) Sin embargo, la elección de un método de digitalización óptica extraoral para la generación de referencias de este estudio fue descartada por garantizar, por lo general, menor certidumbre que las CMM. Además, los escáneres que emplean tecnología óptica son más susceptibles en cuanto a la generación de errores por la captación óptica de superficies metálicas como los pilares empleados.

En este estudio se empleó el software de metrología industrial Control X (Geomagic®; 3D Systems, Rock Hill, SC), para la inspección para el cálculo de las distancias y las angulaciones de cada una de las barras diseñadas. Este mismo software es frecuentemente empleado por otros estudios para realizar alineamientos y superposiciones virtuales de varios modelos 3D para su comparativa tridimensional mediante la aplicación de un algoritmo específico.(161) No obstante, en nuestro estudio no fue necesaria la superposición de modelos 3D, ni la aplicación del citado algoritmo, ya que cada medición fue efectuada independientemente siguiendo la misma metodología en cada una de las barras. La metodología consistió en la proyección de distintos planos sobre las barras para calcular los puntos y ejes necesarios para el estudio de distancias y angulaciones relativas. En todo caso, habría sido posible aplicar otras técnicas y métodos, sin embargo, consideramos que la presente era la más indicada para este estudio.(162)

6.2. Consideraciones entre los estudios in vivo e in vitro

Una de las principales razones por la que se ha llevado a cabo este estudio in vitro ha sido la necesidad de disponer de un modelo de referencia de máxima exactitud a partir del escaneado táctil de la superficie de la plataforma de conexión con los pilares mediante una CMM o máquina de medición por coordenadas. El dispositivo empleado en este proyecto proporciona mediciones certificadas cumpliendo la norma ISO 10 360-2 con una tolerancia máxima 1.6 μm para el estudio lineal, y 0,093° para el estudio angular (120). Actualmente, las características técnicas de este tipo de dispositivos táctiles, no hace posible su empleo intraoral directo sobre pacientes, in vivo.

La extrapolación de los resultados de este estudio a una situación clínica in vivo, a su vez, se ve limitada por las diferencias evidentes en cuanto a las condiciones de simulación intraoral como saliva, lengua, respiración, movimiento del paciente, que puede interferir en el proceso de escaneado.

A pesar de que las condiciones in vitro se consideren como más favorables para el escaneado óptico (124), se presupone que la aplicación del sistema de anillas en un entorno in vivo también impactaría favorablemente en cuanto a que se produciría una evidente disminución de errores de captación óptica y, del tiempo de escaneado. (163) En todo caso, los resultados derivados de esta investigación deben ser interpretados cuidadosamente, así como contrastados más a fondo en condiciones in vivo empleando distintos dispositivos de escaneado, localización, estrategias de escaneado y número de implantes.

6.3. Análisis de la eficiencia

El principal reto de escanear casos complejos mediante el empleo de escáneres intraorales, como arcadas completas con scanbodies similares, es crear un modelo digital fiable, que implique el menor tiempo y esfuerzo posible por parte del clínico. Así pues, en el presente estudio se obtuvieron resultados estadísticamente significativos más favorables para el grupo CA frente a SA para todas las variables en términos de eficiencia.

Para la obtención de un modelo válido mediante el escaneado de scanbodies idénticos, se presupone una media de $4.70 \pm 1,89$ **intentos de escaneado**, mientras que, mediante el uso de anillas, se reduce significativamente hasta $1,4 \pm 0,52$ intentos.

Considerando el análisis descriptivo de esta variable es posible esperar que con el empleo de anillas solo sea necesario 1, o como máximo 2 intentos de escaneado, en un 95 % de los casos, acorde al valor del intervalo de confianza obtenido. Sin embargo, si se prescinde de las anillas, serán necesarios prácticamente 5 intentos de media. En todo caso, prescindir de las anillas se considera más impredecible por ser necesarios entre 2 y 7 intentos en el 95% de los casos.

El número de escaneados necesarios viene dado por el número de errores ópticos que se generan durante el escaneado óptico, y qué por su magnitud o implicación sobre la calidad del modelo obligan a descartar la información previamente registrada para comenzar de nuevo el escaneado. Los resultados de esta variable hacen sospechar, con mayor certeza que el sistema de anillas impacta positivamente sobre el comportamiento óptico del escáner a partir de la reducción del número de incidencias ópticas indeseables. A efectos clínicos, éste es un hecho relevante, pues se traduce en una reducción de la magnitud del esfuerzo requerido, así como del tiempo de sillón invertido por el clínico y el paciente.

Los resultados obtenidos en cuanto al estudio de la eficacia podrían ser explicadas por **condiciones intrínsecas** y extrínsecas que toman lugar durante el escaneado mediante escáneres intraorales. Las dificultades extrínsecas pueden ser atribuidas al comportamiento de la luz o eficacia en cuanto a la incidencia de la luz emitida por los mismos sobre las superficies del modelo. Los errores intrínsecos ocurrirían cuando el software del escáner procesa la información de manera incorrecta

durante el proceso de fusión o solapado secuencial de cada uno de los fotogramas de escaneado.(93)La incidencia de estas complicaciones que surgen durante la captación óptica parece verse significativamente reducidas con la modificación geométrica de los scanbodies intraorales.(164,165)

La forma irregular del sistema de anillas del sistema propuesto provee a los scanbodies de patrones de diferenciación inequívocos entre scanbodies adyacentes. Las anillas funcionan a modo de testigos de referencia ópticos que previenen la adquisición de errores por solapamiento incongruente de fotogramas. De esta manera, se facilita y acelera la velocidad del proceso de escaneado y procesado de imágenes por parte del software.

En contraposición, los brazos horizontales de las anillas crean un "efecto sombrilla" que, a menudo, implica el bloqueo de la luz emitida en las áreas de incidencia que se encuentran por debajo de los mismos. Sería posible deducir que este hecho pudiera impactar negativamente en cuanto a la fiabilidad de los modelos obtenidos, sin embargo, no es posible afirmar que la eficacia se vea reducida atendiendo a los resultados de eficacia reportados. Para acceder a estas áreas de incidencia reducida, el operador que escanea debe redireccionar la orientación del captador del escáner por lo que, este inconveniente también puede haber contribuido a un ligero incremento de los tiempos de escaneado para el grupo CA. En todo caso, el tiempo se ha visto compensado en cuanto que los brazos a su vez crean áreas de disrupción y acortamiento sobre los tramos gingivales con un patrón óptico homogéneo incrementando la velocidad de escaneado.

En cuanto al **tiempo medio de último escaneado o tiempo de escaneado eficaz**, éste se vio estadísticamente reducido mediante el empleo de anillas con una media de **158,30 ± 17,56 s** frente a **196,20 ± 28,71s** ($p=,002$). Esta variable permitió estudiar de forma más específica el tiempo de escaneado realmente eficaz, independientemente del número de repeticiones u errores previos. También permitió comparar los resultados de este estudio frente a los valores de los estudios que tan solo consideran el tiempo de escaneado, sin incluir el tiempo invertido en las repeticiones o reescaneados.

El **tiempo total** de escaneado medio mediante el empleo de anillas fue de **201,10 ± 64,36 s** mientras que prescindir de su uso, supone un incremento significativo del tiempo con una media de **542,40 ± 231,13 s** ($p=,001$). El tiempo total estimado mediante el empleo de anillas es de entre 141 y 339s en un 95% de las veces, mientras que si se prescinde de su empleo el tiempo total supone de entre 234 y 901 segundos. Esta variable es representativa de la verdadera eficiencia clínica, ya que en ella se recoge implícitamente la implicación de tiempo de sillón que requiere invertir en cuanto al proceso de escaneado intraoral tanto el clínico como el paciente. Los resultados obtenidos, confirman de manera evidente que prescindir del empleo de anillas o recursos similares, para este caso y escáner, hacen que el escaneado per se, se convierta en un proceso impredecible.

6.5. Estudios y técnicas utilizados para el análisis de la eficiencia

Se han ideado y desarrollado numerosos recursos con el objetivo de reducir el riesgo de introducir errores extrínsecos e intrínsecos que puedan generar inexactitudes durante el escaneado intraoral de arcadas completas con implantes. Por esta razón, se han propuesto varios prototipos para modificación geométrica de scanbodies, así como de disrupción mucosa con el fin de incrementar la efectividad de escaneado de arcadas completas con o sin implantes. (144,150,166)

Los dispositivos auxiliares de empleo más común consisten en dispositivos de ferulización, modificaciones con rayaduras o hendiduras, complementos plásticos o de seda, así como pastas adhesivas en mucosas, entre otros.(87,167-169)

No obstante, son escasos los estudios que reportan resultados respecto a la influencia de los dispositivos auxiliares en cuanto a la eficiencia de escaneado habiendo considerado el número de escaneados necesarios o el tiempo consumido por la incidencia de errores ópticos durante el proceso de adquisición.(72,129)

Al igual que el sistema de anillas de escaneado, algunas de las técnicas de ferulización propuestos en la literatura científica facilitan el proceso de fusión óptica de fotogramas durante el escaneado en cuanto a que los tramos edéntulos se ven acortados. En contraposición, la incidencia de luz se ve bloqueada en mayor superficie en comparación con el sistema de anillas propuesto. Los tramos horizontales de los sistemas de ferulización, además, implican un bloqueo físico para el acceso interproximal del propio captador.

En la presente investigación, no solo se consideró el tiempo de escaneado eficaz o tiempo de último escaneado, también se incluyó el tiempo invertido en las repeticiones o reescaneados. No obstante, son pocos los estudios que consideran el tiempo invertido en cada una de las repeticiones o el número de repeticiones requeridas hasta obtener un modelo considerado como válido. (35)

A continuación, se exponen y analizan otros estudios que, al igual que éste analizan o comparan la eficiencia derivada del empleo de escáneres intraorales.

Schepke y colaboradores en 2015, compararon el tiempo consumido en la impresión de 2 arcadas completas mediante técnicas de impresión convencional con polieter sobre cubeta, frente al escaneado intraoral con CEREC® Omnicam (Dentsply Sirona Dental Systems; GmbH, Bensheim, Germany) en 50 pacientes que requerían de la rehabilitación de una corona sobre implantes atornillada. (151)

El tiempo medio necesario para realizar una impresión digital fue casi la mitad del tiempo necesario para realizar una impresión analógica 339 ± 111 s frente a 733 ± 84 segundos, resultando la diferencia estadísticamente significativa $P < .001$

Los tiempos de trabajo a partir del escaneado intraoral en dicho estudio pueden parecer muy elevados con respecto a los de la presente investigación a pesar de que las arcadas dentadas se consideran más favorables para su escaneado óptico con respecto a las totalmente edéntulas o con múltiples implantes. No obstante, es importante resaltar las principales diferencias con respecto al presente estudio; en primer lugar, la evaluación in vivo presupone resultados ópticos más desfavorables. Por otro lado, el tiempo de trabajo de cada método implica una serie de procedimientos previos y posteriores al propio tiempo de escaneado. Además, tanto el escáner intraoral, como el software que emplea son anteriores tecnológicamente con respecto a CEREC® Primescan (Dentsply Sirona Dental Systems; GmbH, Bensheim, Germany).

Gherlone y colaboradores en 2016 comparan tiempos de impresión mediante técnicas de escaneado convencional empleando materiales elastoméricos frente a técnicas de escaneado intraoral sobre 25 edéntulos maxilares y/o mandibulares con 4 implantes con resultados estadísticamente más favorables para el grupo digital $480s \pm 236s$ frente a técnicas convencionales con 1452 ± 422 s ($p < 0,05$). También se evaluó el número de reescaneados necesarios de 9 frente a 3 repeticiones necesarias con técnica de impresión convencional.

Los resultados de este estudio clínico obtienen resultados de tiempo menor que los del estudio de Cappare y colaboradores (170), situación que puede ser atribuida a un menor número de implantes. A su vez, este

tiene mayor incidencia de errores que obligan al reescaneado hasta 9 veces. Ambos estudios son comparables o se podrían asemejar, en cierto modo a la extrapolación clínica de los resultados de nuestra investigación en términos de eficiencia de escaneado, suponiendo en todo caso que las características in vitro favorecen o facilitan la captación óptica intraoral frente a los estudios clínicos.

Joda y colaboradores en 2016 sobre eficiencia, analizan la diferencia entre tratamiento de coronas unitarias sobre implantes en función de dos técnicas distintas de fabricación. Para este análisis de la eficacia no solo evalúa el tiempo de trabajo invertido para cada técnica, sino que, además, compara la inversión requerida en términos económicos.(130)

Joda y colaboradores en otro estudio en 2017 comparan técnicas de impresión convencional con respecto a técnicas de escaneado intraoral en términos de eficiencia, dificultad y preferencia por parte del operador. Al igual que en este estudio, la eficiencia es considerada como el tiempo necesario hasta completar una impresión clínicamente aceptable bajo los criterios preestablecidos. Sin embargo, a diferencia del presente estudio, no solo consideran el tiempo de trabajo desde que comienza la captación del escáner e intentos de escaneado, sino que también toman en consideración tiempo de preparación del software de escaneado, atornillado y desatornillado de aditamentos de escaneado, tiempo de escaneado efectivo, así como el número de reescaneados necesarios. (72)

Cappare y colaboradores en 2019 mediante un estudio clínico comparan, entre otras variables, el tiempo de trabajo que implica el escaneado intraoral con Carestream CS 3600 (versión 3.1.0Acquisition Software, Carestream Dental LLC, Atlanta, GA, USA) frente a la toma de impresión convencional con elastómeros sobre 50 pacientes edéntulos con 6 implantes. Este estudio, además refleja el número de reescaneados necesarios, así como el tiempo extra invertido en los mismos. Obtiene resultados medios de escaneado total de 1322 ± 408 seg. para la técnica convencional frente a 600 ± 48 seg con CS3600; obteniendo diferencias estadísticamente significativas entre ellos ($p < 0,5$). Sin embargo, fueron necesarios una media de 7 reescaneados frente a 2 repeticiones

convencionales. Este estudio resulta muy interesante ya que podría asemejarse a la extrapolación in vivo de los resultados obtenidos con el presente estudio in vitro de anillas. A pesar de que se analicen arcadas maxilares frente a un modelo mandibular, se podría considerar que comparten el mismo número de implantes, así como una estrategia de escaneado similar. (170)

Guo y colaboradores en 2019 realizaron un estudio clínico controlado en el que evaluaron la eficiencia de técnicas de impresión para rehabilitar implantes unitarios con un escáner intraoral TRIOS 1, frente a técnicas de impresión convencional con polieter. Encontraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a tiempo de impresión digital frente a las técnicas convencionales con 697 ± 121 s y 885 ± 180 s, respectivamente ($p < 0,05$). (171)

Los resultados obtenidos a partir de impresiones digitales intraorales, una vez más superan a las técnicas convencionales en cuanto a la eficiencia reportada. Sin embargo, los tiempos registrados en cuanto al tiempo de escaneado intraoral de este estudio de rehabilitación de implante unitario se consideran muy elevados frente a los obtenidos en el estudio de investigación con anillas sobre múltiples implantes en arcadas edéntulas. Estos valores, que actualmente se consideran tan elevados podrían atribuirse a la obsolescencia de propia tecnología del escáner empleada para este estudio clínico; TRIOS 1 (3Shape Copenhagen) con versión de software 2014-1 (1.3.4.7). (171)

Mizumoto y colaboradores en 2020 evaluaron el tiempo de escaneado de arcadas edéntulas con 4 implantes mediante de 4 técnicas distintas de escaneado y empleando distintos tipos de scanbodies obteniendo resultados de entre 131 hasta 197 s. (87)

Estos resultados suponen tiempos de escaneado mucho menores, en comparación con los resultados de tiempo total reportados en la presente investigación. Sin embargo, estas diferencias podrían ser atribuidas a un menor número de implantes; de 4 frente a 6. No obstante, las referencias anatómicas del maxilar superior facilitan el proceso de escaneado incrementando la velocidad de este. En cualquier caso, estos resultados no deben ser comparados con los tiempos de escaneado total, sino en cuanto al tiempo de último escaneado reportado por los grupos CA y SA con $158,30 \pm 17,56$ s y $196,20 \pm 28,71$ s, respectivamente.

6.4. Análisis de la fiabilidad

Como ya se ha reseñado previamente, la fiabilidad en términos de eficacia queda definida por la exactitud y precisión de las mediciones lineales y angulares obtenidas. El procedimiento de escaneado con anillas reportó resultados estadísticamente más favorables en términos de eficiencia, sin embargo, por lo general no presentó diferencias con respecto al grupo sin anillas en cuanto a la eficacia o fiabilidad ($p < 0,05$).

La **exactitud lineal media total** obtenida a partir del escaneado para este estudio independientemente de la presencia o ausencia del sistema de anillas fue de **$32,76 \pm 17,99 \mu\text{m}$** y, una **precisión lineal media total** de **$20,73 \pm 14,77 \mu\text{m}$** . En cuanto a resultados de discrepancia angular, se calculó una **exactitud angular media de $0,13^\circ \pm 0,06^\circ$** , y de **precisión $0,075^\circ \pm 0,02^\circ$** .

Los resultados obtenidos a partir del presente proyecto de tesis doctoral parecen congruentes y fácilmente comparables con los que reporta la literatura científica más actualizada en cuanto a la magnitud de discrepancia lineal y angular de escaneado. No obstante, es imprescindible considerar el diseño de cada estudio, así como cada una de las variables que pueden influir en cuanto a la eficacia de los escáneres intraorales.

El error intrínseco generado por durante la captación óptica de los escáneres intraorales puede ser considerado una de las principales de introducción de inexactitudes durante la toma de impresiones de implantes sobre arcadas edéntulas para la fabricación de prótesis fija. (164,165,172–174) Sin embargo, en el presente proyecto de investigación la presencia de anillas no parece que suponga un impacto directamente sobre la fiabilidad de los modelos, no obstante, esta no es la única fuente de errores potenciales a lo largo del flujo de trabajo digital con implantes. Ha sido demostrado que la influencia de otros muchos factores puede interferir significativamente en la fiabilidad del proceso como son: como condiciones lumínicas o ambientales (73,76,146), la posición y angulación de los implantes(1), la estrategia de escaneado(100), así como la experiencia del operador(98), o el propio tipo de Scanbody (70) empleado.

Se presupone que cada una de las fases consecutivas del proceso de diseño y fabricación de prótesis dental, independientemente de la técnica empleada, conlleva implícita la introducción de errores

potenciales. Para este estudio la eficacia o fiabilidad se ha considerado en base a la discrepancia entre puntos proyectados sobre estructuras diseñadas digitalmente en base a protocolos de metodología clínica simulados. En todo caso, es relevante señalar que los valores de discrepancia obtenidos no se corresponden con respecto a los valores reportados como desajuste pasivo, ya que éstos además implican la fabricación o materialización de cada estructura diseñada. Asimismo, la se considera que la posterior fase de fabricación protésica pudiera añadir o compensar las discrepancias con respecto a la fase previa de diseño.

6.5. Estudios y técnicas para el análisis de la eficacia o fiabilidad.

Andrienssen y colaboradores en 2014, en un estudio piloto evalúan la viabilidad y fiabilidad del escaneado intraoral de múltiples implantes localizados en la arcada mandibular edéntula con 25 pacientes que requerían una sobredentadura retenida sobre dos implantes. En base a los resultados, concluyen que el escáner intraoral empleado para la investigación no se considera adecuado para el requerimiento propuesto por las incidencias clínica reportadas ante la imposibilidad por parte del escáner de fusionar correctamente los distintos fotogramas adquiridos. Además, tan solo un escaneado de los 25 consiguió obtener valores de discrepancia aceptable; por debajo de 100 μm , y con discrepancias angulares menores de 0,5.

Este es uno de los primeros estudios que reportan clínicamente los problemas de adquisición que supone el escaneado de largos tramos edéntulos. No obstante, es relevante interpretar los resultados en función del potencial tecnológico de los escáneres intraorales y las versiones de software empleadas; teniendo en cuenta la optimización técnica de los mismos a lo largo del tiempo. Es muy probable que actualmente, los nuevos dispositivos y respectivos softwares, garanticen resultados mucho más favorables e incluso por encima del umbral de los valores clínicamente aceptables. En todo caso, no solo el dispositivo es el principal factor de influencia en la efectividad de escaneado, sino que también lo son algunos como: la experiencia del operador, condiciones ambientales o estrategia de escaneado, entre otros. (99)

Lee y colaboradores en 2017 ante la evidente dificultad del escaneado de arcadas totalmente edéntulas, describieron un protocolo clínico específico de escaneado del maxilar superior edéntulo para facilitar el escaneado de modo que se garantizase que el tiempo de escaneado se viera reducido. Este protocolo implicaba la aplicación de una pasta elastomérica que contenía cemento de óxido de zinc y eugenol en patrones lineales sobre el paladar para optimizar el comportamiento óptico de la captación. (175)

Este protocolo, al igual que el protocolo de escaneado con anillas sobre scanbodies, resulta muy interesante pues refleja la inquietud o necesidad, cada vez más evidente y generalizada de encontrar recursos ópticos simplificados que disminuyan la dificultad de escaneado de arcadas completas edéntulas, con o sin implantes.

Kim y colaboradores en 2017 analizaron la influencia del escaneado intraoral de unos testigos de referencia de alúmina colocados sobre tramos edéntulos de un modelo parcialmente dentado. Mediante superposición de modelos 3D, comprobaron que el efecto de dichas marcas de escaneado incrementaba la fiabilidad para los 4 escáneres testados.

La exactitud media del escaneado del modelo sin marcadores tomó valores desde 36.1 hasta 38.8 μm y de precisión de entre 13.0 y 43.6 μm . Aplicando los marcadores o testigos de alúmina, los rangos de exactitud media resultaron de entre 26.7 hasta 31.8 μm y precisión media de 9.2 hasta 12.4 μm .(176)

A partir de este estudio, se evidencia que la interrupción del patrón óptico homogéneo de largos tramos de mucosa edéntulos puede influir favorablemente en cuanto a la fiabilidad de los modelos resultantes.

Las prolongaciones horizontales de cada una de las anillas del sistema auxiliar propuesto en el presente proyecto también se basan en las mismas premisas de comportamiento óptico, sin embargo, a pesar de incrementar la efectividad de escaneado, no se hallaron diferencias en cuanto a la fiabilidad.

Iturrate y colaboradores en 2019 diseñaron un dispositivo auxiliar de ferulización que optimizaba la fiabilidad de escaneado de scanbodies contiguos sobre arcada edéntula completa una vez fijada mediante resina fotopolimerizable a cada uno de ellos con diferencias

estadísticamente significativas ($p < 0,05$) El dispositivo descrito se fabricó a partir del diseño individualizado previo escaneado intraoral de la arcada específica. (158)

Por el contrario, el sistema de anillas no requiere de escaneados intraorales previos específicos para cada caso, tampoco es necesario aplicar ningún un material de fijación sobre las mismas. Simplemente es necesario disponer de anillas con distintos diámetros que proporcionen una fijación mecánica compatible para el tipo de scanbody utilizado. En cualquier caso, el sistema de anillas también ofrece la posibilidad de ferulizar cada uno de los anillos entre sí mediante materiales basados en resina, con el fin de acortar la longitud entre los tramos edéntulos.

Mizumoto y colaboradores en 2020 revelaron que la aplicación de distintos métodos de ferulización y modificación superficial de los scanbodies, así como del tejido gingival adyacente no implicaba diferencias estadísticamente significativas en cuanto al estudio de distancias euclídeas, independientemente de la estrategia de escaneado ($p = 0,008$). (87)

Los resultados del estudio de Mizumoto y colaboradores coinciden con los resultados obtenidos en la presente investigación, en cuanto a que no se evidencia un impacto significativo en términos de fiabilidad en función de distintos cambios en los patrones ópticos de los scanbodies o mucosa adyacente. (87,94)

Mangano y colaboradores 2020 analizaron la congruencia existente entre la digitalización de distintos tipos de scanbodies sobre un modelo de 6 implantes, y sus respectivas librerías. Compararon los archivos digitales a partir del escaneado con 5 escáneres intraorales distintos. A pesar de obtener distintos niveles de congruencia entre los scanbodies digitalizados y sus los archivos propios de las librerías por superposición, CEREC® Primescan obtuvo los mejores niveles de congruencia con $25,5 \pm 5 \mu\text{m}$ seguido de CS 3700®, ambos con diferencias estadísticamente significativas frente al resto de escáneres. (93)

Mangano y colaboradores en 2020 en otro estudio escanearon con 12 escáneres diferentes un modelo maxilar edéntulo superior con 6 implantes para comparar la exactitud resultante. (177)

Los modelos se compararon entre sí mediante dos técnicas de superposición. La superposición se generó entre la malla de cada escaneado frente al modelo de referencia obtenido a partir de un escáner de alta exactitud, así como a partir de la reposición de cada uno de los scanbodies digitalizados con su correspondiente librería original. Finalmente se pudieron evidenciar diferencias estadísticamente significativas en cuanto a los resultados de exactitud de los distintos escáneres.

En base a los resultados, los autores establecieron un grupo de escáneres que se consideraron soluciones teóricamente compatibles para el escaneado óptico intraoral para la fabricación de restauraciones implantosoportadas de largos tramos. Entre los escáneres que forman este grupo se encontraba el mismo con el que se ha realizado el presente proyecto de investigación; PRIMESCAN® junto con los escáneres iTero Elements5D®, Primescan®, CS 3700®, CS3600®, Trios3® y, Medit i-500®.

Estos escáneres presentaron un error medio intrínseco menor de 40µm mediante el método de superposición con el modelo de referencia y una discrepancia máxima de 25µm mediante el método de superposición y análisis lineal de scanbodies virtuales obtenidos a partir de las librerías originales.

Con Primescan® se obtuvo una exactitud de 38,4 µm. Magnitud muy similar a la exactitud global media resultante a partir del presente estudio de investigación para el escaneado con/ sin anillas para este mismo requerimiento en el maxilar inferior (32,76 µm).

Los autores concluyen recalcando la importancia de escoger el escáner óptico indicado para un reto tan exigente como el que supone escanear múltiples implantes en largos tramos edéntulos. Además, recuerdan que se deben considerar otros factores que pueden impactar en la fiabilidad de los modelos resultantes como son: la experiencia del operador, condiciones anatómicas y ambientales, así como el tipo de scanbody empleado.

Sallorenzo y colaboradores en 2021 compararon la exactitud y precisión de 2 modelos maxilares edéntulos con implantes relativamente

rectos y angulados, empleando 2 dispositivos; escáner intraoral Tríos3® (v.1.4.7.5.3; 3Shape A/S) y, un sistema de fotogrametría Pic Cámara® (PiC dental). La metodología en cuanto al cálculo y análisis de discrepancias lineales y angulares de este estudio guarda numerosas similitudes con respecto al presente estudio de la influencia de anillas de escaneado. En cuanto a los resultados; el sistema de fotogrametría presentó valores más favorables y estadísticamente significativos en cuanto a exactitud lineal global ($p=0,31$) y, angular ($p=0,087$) con $20\ \mu\text{m}$ y $0,354^\circ$ respecto al escáner intraoral con $100\ \mu\text{m}$ y $1,17^\circ$.

El sistema de fotogrametría también presentó resultados más favorables estadísticamente significativos en cuanto a precisión lineal y angular para el modelo de implantes paralelos.

En analogía con el presente estudio de influencia de escaneado del sistema de anillas, los implantes con mayor angulación relativa presentaron valores de menor discrepancia frente a implantes colocados paralelamente. No obstante, no hallaron relación de dependencia entre la exactitud y la longitud de distancias lineales.

Revell y colaboradores en 2021 evalúan las diferencias de escaneado entre 5 escáneres intraorales distintos en función de la exactitud resultante y la experiencia de los operadores sobre un maxilar superior edéntulo de cadáver con 5 implantes.

Entre los escáneres intraorales analizados se encuentra Primescan que se asocia a uno de los grupos de escáneres que reporta los resultados más favorables en cuanto a exactitud con $27 \pm 1.6\ \mu\text{m}$ para operadores no experimentados, y $28 \pm 1.8\ \mu\text{m}$ para no experimentados. Además, los autores concluyen considerando los resultados obtenidos a partir de este escáner como clínicamente aceptables para su uso clínico.

Este estudio resulta muy interesante, en primer lugar, porque al efectuar los escaneados sobre el maxilar de un cadáver, es posible que los resultados sean mucho más certeros con respecto a la situación clínica con pacientes in vivo. Por otro lado, emplean el mismo dispositivo de escaneado que hemos empleado para este proyecto, y obtienen valores de discrepancia muy similares, aunque ligeramente menores. No

obstante, se trata de una arcada maxilar; considerada por lo general una situación óptica más favorable para el escaneado intraoral.

Se considera también relevante la apreciación que los autores resaltan en cuanto a que confirman que la experiencia del operador favorece el proceso de superposición de secuencias de las áreas mucosas durante el escaneado óptico de estas superficies. Es posible atribuir este hecho a que la curva de aprendizaje en los operadores pudiera implementar la adopción y asimilación de estrategias que eviten los errores ópticos resultantes de condiciones de escaneado intrínsecas o referentes a la morfología superficial del escenario a digitalizar.

Los autores de esta investigación también consideran que resultaría muy interesante el estudio de la influencia de la efectividad de escaneado de largos tramos mucosos aplicando de elementos ópticos auxiliares de disrupción mucosa en función de la experiencia del operador.(154)

A pesar de las limitaciones que implica, el presente estudio de investigación proporciona información importante a cerca del error intrínseco generado en casos tan exigentes como el escaneado intraoral de 6 scanbodies morfológicamente similares sobre una arcada mandibular edéntula. No obstante, lo que resulta más relevante en términos de eficiencia y predictibilidad durante el escaneado es el favorable impacto clínico que supone el empleo del recurso óptico auxiliar propuesto, que tiene como fin modificar la de superficie de los scanbodies. Sin embargo, es importante recordar que además de los factores intrínsecos, existen otros muchos determinantes de la eficiencia y fiabilidad de las impresiones ópticas como son; el tipo de escáner y la versión del software, el operador, su experiencia y la estrategia que aplica, el tipo de scanbodies empleados, o las condiciones ambientales, entre otras.

VII. CONCLUSIONES

7. CONCLUSIONES

En función de los resultados obtenidos, y considerando las limitaciones propias de este estudio in vitro, se establecen las siguientes conclusiones:

- I. La incorporación del sistema de anillas a los scanbodies durante el procedimiento de escaneado incrementó la **eficiencia** del proceso, en relación con la reducción de número de escaneados necesarios, tiempos totales de escaneado, así como del número de reescaneados necesarios.
- II. El sistema de anillas **no incrementó la fiabilidad** de los modelos generados pero su utilización tampoco **implicó una reducción** de la exactitud o precisión con respecto a prescindir de su uso.
- III. En base a las conclusiones I y II es posible afirmar que el sistema auxiliar es un **recurso efectivo**, versátil, reutilizable, no invasivo, sencillo y económico, ya que **incrementa la eficiencia** de escaneado **sin impactar o influir en la fiabilidad** de los modelos digitales generados. Así pues, su empleo puede ser recomendado en aquellas **situaciones clínicas** en las que el escaneado de múltiples scanbodies presuponga errores o dificultades de escaneado.
- IV. Se considera importante resaltar que, independientemente de los factores ópticos intrínsecos y del resto de la tecnología asociados al modelo de escáner utilizado, otra serie de determinantes como: el operador, la estrategia de escaneado, los scanbodies empleados, o las condiciones ambientales podrían influir en la efectividad de escaneado
- V. En función de las consideraciones enunciadas en las conclusiones anteriores y potenciando la línea de investigación iniciada en este estudio se sugiere la realización de nuevos estudios que permitan contrastar estos resultados con otros escáneres e in vivo.

VIII. BIBLIOGRAFÍA

8. BIBLIOGRAFIA

1. Tan MY, Hui S, Yee X, Keng /, Wong M, Ying /, et al. Comparison of Three-Dimensional Accuracy of Digital and Conventional Implant Impressions: Effect of Interimplant Distance in an Edentulous Arch. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34(2):366–80.
2. Joda T, Zarone F, Ferrari M. The complete digital workflow in fixed prosthodontics: a systematic review. *BMC oral health* [Internet]. 2017 Sep 19 [cited 2021 Dec 12];17(1). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28927393/>
3. da Silva Salomão GV, Chun EP, Panegaci RDS, Santos FT. Analysis of Digital Workflow in Implantology. *Case reports in dentistry* [Internet]. 2021 Feb 15 [cited 2021 Dec 12];2021:6655908. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/33628525>
4. Abduo J. Fit of CAD/CAM Implant Frameworks: A Comprehensive Review. Available from: <http://meridian.allenpress.com/joi/article-pdf/40/6/758/2038994/aaid-joi-d-12-00117.pdf>
5. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental clinics of North America* [Internet]. 2011 Jul [cited 2021 Dec 12];55(3):559–70. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21726690/>
6. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. 2008;
7. NISTOR L, GRĂDINARU M, RÎCĂ R, MĂRĂȘESCU P, STAN M, MANOLEA H, et al. Zirconia Use in Dentistry - Manufacturing and Properties. *Current Health Sciences Journal* [Internet]. 2019 [cited 2021 Dec 12];45(1):28. Available from: </pmc/articles/PMC6592671/>
8. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association (1939)* [Internet]. 2006 Sep [cited 2021 Dec 12];137 Suppl(9 SUPPL.). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16950932/>
9. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: The Procera AllCeram crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*

- [Internet]. 1998 Oct 1 [cited 2021 Dec 12];80(4):394–404. Available from: <http://www.thejpd.org/article/S0022391398700022/fulltext>
10. Odén A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* [Internet]. 1998 Oct 1 [cited 2021 Dec 12];80(4):450–6. Available from: <http://www.thejpd.org/article/S0022391398700101/fulltext>
 11. Malik J, Rodriguez J, Weisbloom M, Petridis H. Comparison of Accuracy Between a Conventional and Two Digital Intraoral Impression Techniques. *The International journal of prosthodontics* [Internet]. 2018 Mar [cited 2021 Dec 12];31(2):107–13. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29518805/>
 12. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry-A review. *Journal of esthetic and restorative dentistry: official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry*. [et al] [Internet]. 2020 Mar 1 [cited 2021 Dec 12];32(2):171–81. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31943720/>
 13. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: A review of the current literature. *BMC Oral Health*. 2017;17(1).
 14. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkynen A. Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*. 2014 Mar 1;54:203–21.
 15. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkynen A. Recent advances in dental optics-Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering* [Internet]. 2013;54:203–21. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.optlaseng.2013.07.017>
 16. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Mangano FG. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study.
 17. Martin CB, Chalmers E v., McIntyre GT, Cochrane H, Mossey PA. Orthodontic scanners: What's available? *Journal of Orthodontics*. 2015 Jun 1;42(2):136–43.
 18. Davidowitz G, Kotick PG. The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dental Clinics of North America*. 2011 Jul 1;55(3):559–70.

19. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*. 2008 May 10;204(9):505–11.
20. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of dental research* [Internet]. 2014 Dec 25 [cited 2021 Dec 12];93(12):1232–4. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25344335/>
21. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2020 Mar 1;32(2):171–81.
22. Takeuchi Y, Koizumi H, Furuchi M, Sato Y, Ohkubo C, Matsumura H. Use of digital impression systems with intraoral scanners for fabricating restorations and fixed dental prostheses. *Journal of Oral Science*. 2018;60(1):1–7.
23. Takeuchi Y, Tanaka M, Tanaka J, Kamimoto A, Furuchi M, Imai H. Fabrication systems for restorations and fixed dental prostheses made of titanium and titanium alloys. *Journal of Prosthodontic Research*. 2020 Jan 1;64(1):1–5.
24. Kihara H, Sugawara S, Yokota J, Takafuji K, Fukazawa S, Tamada A, et al. Applications of three-dimensional printers in prosthetic dentistry. *Journal of Oral Science*. 2021;63(3):212–6.
25. Mangano FG, Admakin O, Bonacina M, Biaggini F, Farronato D, Lerner H. Accuracy of 6 Desktop 3D Printers in Dentistry: A Comparative In Vitro Study. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2020 May 28;28(2):75–85.
26. Rekow ED. ScienceDirect Digital dentistry: The new state of the art-Is it disruptive or destructive? 2019; Available from: www.sciencedirect.com
27. Mangano A, Beretta M, Luongo G, Mangano C, Mangano F. Conventional Vs Digital Impressions: Acceptability, Treatment Comfort and Stress Among Young Orthodontic Patients. *The open dentistry journal* [Internet]. 2018 Feb 8 [cited 2021 Dec 12];12(1):118–24. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29492177>
28. Mangano A, Beretta M, Luongo G, Mangano C, Mangano F. Conventional Vs Digital Impressions: Acceptability, Treatment Comfort and Stress Among Young Orthodontic Patients. *The open dentistry journal* [Internet]. 2018 Feb 8 [cited 2021 Dec 12];12(1):118–24. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29492177/>

29. Wismeijer D, Mans R, van Genuchten M, Reijers HA. Patients' preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether impression material versus digital impressions (Intraoral Scan) of dental implants. *Clinical oral implants research* [Internet]. 2014 [cited 2021 Dec 12];25(10):1113–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23941118/>
30. Resnick CM, Doyle M, Calabrese CE, Sanchez K, Padwa BL. Is It Cost Effective to Add an Intraoral Scanner to an Oral and Maxillofacial Surgery Practice? *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* [Internet]. 2019 Aug 1 [cited 2021 Dec 13];77(8):1687–94. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30991020/>
31. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of dental research* [Internet]. 2014 Dec 25 [cited 2021 Dec 13];93(12):1232–4. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25344335/>
32. Haddadi Y, Bahrami G, Isidor F. Evaluation of Operating Time and Patient Perception Using Conventional Impression Taking and Intraoral Scanning for Crown Manufacture: A Split-mouth, Randomized Clinical Study. *The International Journal of Prosthodontics*. 2018 Jan;31(1):55–9.
33. Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: Efficiency outcomes. *Clinical Oral Implants Research*. 2013;24(1):111–5.
34. Zarauz C, Sailer I, Pitta J, Robles-Medina M, Hussein AA, Pradíes G. Influence of age and scanning system on the learning curve of experienced and novel intraoral scanner operators: A multi-centric clinical trial. *Journal of Dentistry* [Internet]. 2021;115:300–5712. Available from: <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>
35. Siqueira R, Galli M, Chen Z, Mendonça G, Meirelles L, Wang H-L, et al. Intraoral scanning reduces procedure time and improves patient comfort in fixed prosthodontics and implant dentistry: a systematic review. *Clinical oral investigations* [Internet]. 2021 Dec 1 [cited 2021 Dec 12];25(12):6517–31. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/34568955>
36. ISO - ISO 19111:2019 - Geographic information — Referencing by coordinates [Internet]. [cited 2021 Dec 13]. Available from: <https://www.iso.org/standard/74039.html>

37. González de Villaumbrosia P, Martínez-Rus F, García-Orejas A, Salido MP, Pradíes G. In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision) of six extraoral dental scanners with different scanning technologies. *The Journal of prosthetic dentistry* [Internet]. 2016 Oct 1 [cited 2021 Dec 13];116(4):543-550.e1. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27112413/>
38. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006 Mar;95(3):194–200.
39. Chan DCN, Chung AKH, Haines J, Yau EHT, Kuo CC. The accuracy of optical scanning: Influence of convergence and die preparation. *Operative Dentistry*. 2011 Sep;36(5):486–91.
40. Persson M, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1995 Sep 1;74(3):223–9.
41. 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* [Internet]. 2003 Dec 13 [cited 2021 Dec 13];82(6):438–42. Available from: <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/154405910308200607>
42. Rudolph H, Luthardt RG, Walter MH. Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. *Computers in Biology and Medicine*. 2007 May 1;37(5):579–87.
43. Runkel C, Güth JF, Erdelt K, Keul C. Digital impressions in dentistry-accuracy of impression digitalisation by desktop scanners. *Clinical oral investigations* [Internet]. 2020 Mar 1 [cited 2021 Dec 13];24(3):1249–57. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31302771/>
44. Runkel C, Güth JF, Erdelt K, Keul C. Digital impressions in dentistry-accuracy of impression digitalisation by desktop scanners. *Clinical oral investigations* [Internet]. 2020 Mar 1 [cited 2021 Dec 15];24(3):1249–57. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31302771/>
45. Abduo J, Elseyoufi M. Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2018 Aug 30;26(3):101–21.

46. Robles-Medina M, Romeo-Rubio M, Salido MP, Pradíes G. Digital Intraoral Impression Methods: an Update on Accuracy. *Current Oral Health Reports* 2020 7:4 [Internet]. 2020 Nov 11 [cited 2021 Dec 12];7(4):361–75. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s40496-020-00285-z>
47. Sawase T, Kuroshima S. The current clinical relevancy of intraoral scanners in implant dentistry. *Dental materials journal* [Internet]. 2020 [cited 2021 Dec 13];39(1):57–61. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31723067/>
48. Blatz MB, Conejo J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dental Clinics of North America*. 2019 Apr 1;63(2):175–97.
49. Coachman C, Georg R, Bohner L, Rigo LC, Sesma N. Chairside 3D digital design and trial restoration workflow. *The Journal of prosthetic dentistry* [Internet]. 2020 Nov 1 [cited 2021 Dec 12];124(5):514–20. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31924341/>
50. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. CEREC CAD/CAM Chairside System. *Oral & Implantology* [Internet]. 2014 Jul 1 [cited 2021 Dec 12];7(3):57. Available from: </pmc/articles/PMC4402686/>
51. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, et al. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *Journal of healthcare engineering* [Internet]. 2017 [cited 2021 Dec 12];2017. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29065652/>
52. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, et al. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *Journal of Healthcare Engineering*. 2017;2017.
53. Taneva E, Kusnoto B, Evans CA. 3D Scanning, Imaging, and Printing in Orthodontics. *Issues in Contemporary Orthodontics* [Internet]. 2015 Sep 3 [cited 2021 Dec 12]; Available from: <https://www.intechopen.com/chapters/48165>
54. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters. *Implant dentistry* [Internet]. 2015 Oct 1 [cited 2021 Dec 12];24(5):498–504. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26057777/>

55. Schmitt JM. Optical Coherence Tomography (OCT): a review. *IEEE Journal on Selected Topics in Quantum Electronics*. 1999 Jul;5(4):1205–15.
56. Skramstad MJ. Welcome to Cerec Primescan AC. *International journal of computerized dentistry* [Internet]. 2019 [cited 2021 Dec 15];22(1):69–78. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30848256/>
57. Zhang Y-J, Qian S-J, Lai H-C, Shi J-Y. Accuracy of photogrammetric imaging versus conventional impressions for complete-arch implant-supported fixed dental prostheses: A comparative clinical study. *The Journal of prosthetic dentistry* [Internet]. 2021 Nov [cited 2021 Dec 12]; Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34776266/>
58. Hussein MO. Photogrammetry technology in implant dentistry: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry* [Internet]. 2021 Nov [cited 2021 Dec 12]; Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34801243/>
59. Pradies G, Ferreiroa A, Özcan M, Giménez B, Martínez-Rus F. Using stereophotogrammetric technology for obtaining intraoral digital impressions of implants. *Journal of the American Dental Association (1939)* [Internet]. 2014 [cited 2021 Dec 12];145(4):338–44. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24686966/>
60. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness, and clinical outcomes [Internet]. 2014. Available from: <http://www.biomedcentral.com/1472-6831/14/10>
61. Burhardt L, Livas C, Kerdijk W, Joerd Van Der Meer W, Ren Y. Treatment comfort, time perception, and preference for conventional and digital impression techniques: A comparative study in young patients. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* [Internet]. 150(2):261–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2015.12.027>
62. Kihara H, Hatakeyama W, Komine F, Takafuji K, Takahashi T, Yokota J, et al. Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review. *Journal of prosthodontic research*. 2020 Apr;64(2):109–13.
63. Amin S, Weber HP, Finkelman M, el Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant

- impressions: a comparative study. *Clinical oral implants research* [Internet]. 2017 Nov 1 [cited 2021 Dec 12];28(11):1360–7. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28039903/>
64. Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clinical Oral Implants Research* [Internet]. 2016 Apr 1 [cited 2021 Dec 12];27(4):465–72. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/clr.12567>
 65. Amin S, Weber HP, Finkelman M, el Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clinical Oral Implants Research*. 2017 Nov 1;28(11):1360–7.
 66. Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. 2012.
 67. Lim J-H, Park J-M, Kim M, Heo S-J, Myung J-Y. Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018 Feb;119(2):225–32.
 68. Revilla-León M, Sánchez-Rubio JL, Oteo-Calatayud J, Özcan M. Impression technique for a complete-arch prosthesis with multiple implants using additive manufacturing technologies. Vol. 117, *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017.
 69. Ender A, Zimmermann M, Mehl A. Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. Ender, Andreas; Zimmermann, Moritz; Mehl, Albert (2019) Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro *International Journal of Computerized Dentistry*, 22(1):11-19 [Internet]. 2019 [cited 2021 Dec 12];22(1):11–9. Available from: <https://www.zora.uzh.ch/id/eprint/180700/>
 70. Mizumoto RM, Yilmaz B. Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. Vol. 120, *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018. p. 343–52.
 71. Suese K. Progress in digital dentistry: The practical use of intraoral scanners. *Dental materials journal* [Internet]. 2020 [cited 2021 Dec 15];39(1):52–6. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31723066/>
 72. Joda T, Lenherr P, Dedem P, Kovaltschuk I, Bragger U, Zitzmann NU. Time efficiency, difficulty, and operator's preference

- comparing digital and conventional implant impressions: a randomized controlled trial. *Clinical Oral Implants Research*. 2017;28(10):1318–23.
73. Revilla-León M, Jiang P, Sadeghpour M, Piedra-Cascón W, Zandinejad A, Özcan M, et al. Intraoral digital scans: Part 2— influence of ambient scanning light conditions on the mesh quality of different intraoral scanners. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020 Nov 1;124(5):575–80.
74. Revilla-León M, Jiang P, Sadeghpour M, Piedra-Cascón W, Zandinejad A, Özcan M, et al. Intraoral digital scans—Part 1: Influence of ambient scanning light conditions on the accuracy (trueness and precision) of different intraoral scanners. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020 Sep 1;124(3):372–8.
75. Revilla-León M, Subramanian SG, Özcan M, Krishnamurthy VR. Clinical Study of the Influence of Ambient Light Scanning Conditions on the Accuracy (Trueness and Precision) of an Intraoral Scanner. *Journal of Prosthodontics*. 2020 Feb 1;29(2):107–13.
76. Revilla-León M, Subramanian SG, Att W, Krishnamurthy VR. Analysis of Different Illuminance of the Room Lighting Condition on the Accuracy (Trueness and Precision) of An Intraoral Scanner. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists [Internet]*. 2021 Feb 1 [cited 2021 Dec 15];30(2):157–62. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33094878/>
77. Moon Y-G, Lee K-M. Comparison of the accuracy of intraoral scans between complete-arch scan and quadrant scan. *Progress in Orthodontics [Internet]*. 21(1). Available from: <https://doi.org/10.1186/s40510-020-00337-1>
78. Motel C, Kirchner E, Adler W, Wichmann M, Matta RE. Impact of Different Scan Bodies and Scan Strategies on the Accuracy of Digital Implant Impressions Assessed with an Intraoral Scanner: An In Vitro Study. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists [Internet]*. 2020 Apr 1 [cited 2021 Dec 17];29(4):309–14. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31802574/>
79. Solaberrieta E, Garmendia A, Brizuela A, Otegi JR, Pradies G, Szentpétery A. Intraoral Digital Impressions for Virtual Occlusal Records: Section Quantity and Dimensions. *BioMed Research International*. 2016;2016.

80. Oh KC, Park JM, Moon HS. Effects of Scanning Strategy and Scanner Type on the Accuracy of Intraoral Scans: A New Approach for Assessing the Accuracy of Scanned Data. *Journal of Prosthodontics*. 2020;29(6):518–23.
81. Nedelcu R, Olsson P, Nyström I, Rydén J, Thor A. Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *Journal of dentistry* [Internet]. 2018 Feb 1 [cited 2021 Dec 15];69:110–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29246490/>
82. Berrendero S, Salido MP, Ferreiroa A, Valverde A, Pradíes G. Comparative study of all-ceramic crowns obtained from conventional and digital impressions: clinical findings. *Clinical Oral Investigations*. 2019;23(4).
83. Park S-W, Choi Y-D, Lee D-H. The effect of the improperly scanned scan body images on the accuracy of virtual implant positioning in computer-aided design software. *The Journal of Advanced Prosthodontics* [Internet]. 2020;12:107–20. Available from: <https://doi.org/10.4047/jap.2020.12.3.107><https://jap.or.kr>
84. Wilk BL. Intraoral Digital Impressioning for Dental Implant Restorations Versus Traditional Implant Impression Techniques. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995) [Internet]. 2015 Jul 1 [cited 2021 Dec 15];36(7):529–30, 532. Available from: <https://europepmc.org/article/med/26247446>
85. del Corso M, Abà G, Vazquez L, Dargaud J, Ehrenfest DMD. Optical Three-Dimensional Scanning Acquisition of the Position of Osseointegrated Implants: An in vitro Study to Determine Method Accuracy and Operational Feasibility. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* [Internet]. 2009 Sep 1 [cited 2021 Dec 15];11(3):214–21. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1708-8208.2008.00106.x>
86. Flügge T, Att W, Metzger M, Nelson K. Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *The International Journal of Prosthodontics*. 2016;29(3):277–83.
87. Mizumoto RM, Yilmaz B, McGlumphy EA, Seidt J, Johnston WM. Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry* [Internet]. 2020;123(1):96–104. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.01.003>

88. Vandenberghe B. The digital patient – Imaging science in dentistry. *Journal of Dentistry* [Internet]. 2018;74(February):S21–6. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2018.04.019>
89. Motel C, Kirchner E, Adler W, Wichmann M, Matta RE. Impact of Different Scan Bodies and Scan Strategies on the Accuracy of Digital Implant Impressions Assessed with an Intraoral Scanner: An In Vitro Study.
90. Fluegge T, Att W, Metzger M, Nelson K. A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with Commercial Scan Bodies—An Experimental Approach. *Journal of Prosthodontics*. 2017;26(1).
91. Schwendicke F, Samek W, Krois J. Artificial Intelligence in Dentistry: Chances and Challenges. *Journal of dental research*. 2020 Jul;99(7):769–74.
92. Arcuri L, Pozzi A, Lio F, Rompen E, Zechner W, Nardi A. Influence of implant scanbody material, position and operator on the accuracy of digital impression for complete-arch: A randomized in vitro trial. *Journal of Prosthodontic Research*. 2020 Apr 1;64(2):128–36.
93. Mangano F, Lerner H, Margiani B, Solop I, Latuta N, Admakin O. Congruence between Meshes and Library Files of Implant Scanbodies: An In Vitro Study Comparing Five Intraoral Scanners. *Journal of clinical medicine*. 2020 Jul;9(7).
94. Mizumoto RM, Alp G, Özcan M, Yilmaz B. The effect of scanning the palate and scan body position on the accuracy of complete-arch implant scans. *Clinical implant dentistry and related research* [Internet]. 2019 Oct 1 [cited 2021 Dec 15];21(5):987–94. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31347253/>
95. Haddadi Y, Bahrami G, Isidor F. Effect of Software Version on the Accuracy of an Intraoral Scanning Device. *The International journal of prosthodontics* [Internet]. 2018 Jul [cited 2021 Dec 15];31(4):375–6. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29624626/>
96. Gómez-Polo M, Piedra-Cascón W, Methani MM, Quesada-Olmo N, Farjas-Abadia M, Revilla-León M. Influence of rescanning mesh holes and stitching procedures on the complete-arch scanning accuracy of an intraoral scanner: An in vitro study. *Journal of Dentistry* [Internet]. 2021;110:103690. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2021.103690>

97. Gimenez-Gonzalez B, Hassan B, Özcan M, Pradíes G. An In Vitro Study of Factors Influencing the Performance of Digital Intraoral Impressions Operating on Active Wavefront Sampling Technology with Multiple Implants in the Edentulous Maxilla. *Journal of Prosthodontics* [Internet]. 2017;26(8):650–5. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/jopr.12457>
98. al Hamad KQ. Learning curve of intraoral scanning by prosthodontic residents.
99. Andriessen FS, Rijkens DR, Van Der Meer WJ, Wismeijer DW. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: A pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;111(3).
100. Reich S, Yatmaz B, Raith S. Do “cut out-rescan” procedures have an impact on the accuracy of intraoral digital scans? *The Journal of prosthetic dentistry*. 2021 Jan;125(1):89–94.
101. García-Martínez I, CáceresMonllor D, Solaberrieta E, Ferreiroa A, Pradíes G. Accuracy of digitization obtained from scannable and non-scannable elastomeric impression materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2021 Feb 1;125(2):300–6.
102. Choi Y Do, Lee KE, Mai HN, Lee DH. Effects of scan body exposure and operator on the accuracy of image matching of implant impressions with scan bodies. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020 Sep 1;124(3):379.e1-379.e6.
103. Keeling A, Wu J, Ferrari M. Confounding factors affecting the marginal quality of an intra-oral scan. *Journal of Dentistry*. 2017 Apr 1;59:33–40.
104. Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence International*. 2016;47(4):343–9.
105. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000 May 1;83(5):555–61.
106. Wise M. Fit of implant-supported fixed prostheses fabricated on master casts made from a dental stone and a dental plaster. *The Journal of prosthetic dentistry* [Internet]. 2001 [cited 2021 Dec 12];86(5):532–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11725282/>

107. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Changes in component fit over time. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003 Apr 1;89(4):346–51.
108. Abduo J, Judge R. Implications of implant framework misfit: a systematic review of biomechanical sequelae. *The International journal of oral & maxillofacial implants* [Internet]. 2014 May [cited 2021 Dec 12];29(3):608–21. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24818199/>
109. Gomes ÉA, Tabata LF, Barão VAR, Delben JA. Effect of Passive Fit Absence in the Prosthesis/Implant/Retaining Screw System: A Two-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2009;20(6):2000–5.
110. Abasolo M, Aguirrebeitia J, Vallejo J, Albizuri J, Coria I. Influence of vertical misfit in screw fatigue behavior in dental implants: A three-dimensional finite element approach. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2018 Nov 1;232(11):1117–28.
111. Katsoulis J, Takeichi T, Gaviria AS, Peter L, Katsoulis K. Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *European journal of oral implantology* [Internet]. 2017 [cited 2021 Dec 12];10 Suppl 1:121–38. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28944373/>
112. Tahmaseb A, Wismeijer D, Coucke W, Derksen W. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *The International journal of oral & maxillofacial implants* [Internet]. 2014 Jan [cited 2021 Dec 12];29 Suppl(Supplement):25–42. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24660188/>
113. ISO - ISO 5725-1:1994 - Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results — Part 1: General principles and definitions [Internet]. [cited 2021 Dec 13]. Available from: <https://www.iso.org/standard/11833.html>
114. ISO - ISO 12836:2015 - Dentistry — Digitizing devices for CAD/CAM systems for indirect dental restorations — Test methods for assessing accuracy [Internet]. [cited 2021 Dec 13]. Available from: <https://www.iso.org/standard/68414.html>
115. Menditto A, Patriarca M, Magnusson B. Understanding the meaning of accuracy, trueness and precision. *Accreditation and Quality Assurance* 2006 12:1 [Internet]. 2006 Oct 3 [cited

- 2021 Dec 12];12(1):45–7. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00769-006-0191-z>
116. Goracci C, Franchi L, Vichi A, Ferrari M. Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: A systematic review of the clinical evidence. *European Journal of Orthodontics*. 2016;38(4):422–8.
117. ISO - 35.240.10 - Computer-aided design (CAD) [Internet]. [cited 2021 Dec 13]. Available from: <https://www.iso.org/ics/35.240.10/x/>
118. Pesce P, Pera F, Setti P, Menini M. Precision and Accuracy of a Digital Impression Scanner in Full-Arch Implant Rehabilitation. *Int J Prosthodont*. 2018;31(2):171–5.
119. Rapp BE. Vector Calculus. *Microfluidics: Modelling, Mechanics and Mathematics*. 2017;137–88.
120. ISO - ISO 10360-2:2009 - Geometrical product specifications (GPS) — Acceptance and reverification tests for coordinate measuring machines (CMM) — Part 2: CMMs used for measuring linear dimensions [Internet]. [cited 2021 Dec 13]. Available from: <https://www.iso.org/standard/40954.html>
121. ISO 9004:2018(en), Quality management — Quality of an organization — Guidance to achieve sustained success [Internet]. [cited 2021 Dec 13]. Available from: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:9004:ed-4:v1:en>
122. Patzelt SBM, Vonau S, Stampf S, Att W. Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *Journal of the American Dental Association*. 2013;144(8):914–20.
123. Rutkunas V, Gečiauskaite A, Jegelevičius D, Vaitiekunas M. Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *European journal of oral implantology* [Internet]. 2017 [cited 2021 Dec 12];10 Suppl 1:101–20. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28944372/>
124. Giachetti L, Sarti C, Cinelli F, Russo D. Accuracy of Digital Impressions in Fixed Prosthodontics: A Systematic Review of Clinical Studies. *The International journal of prosthodontics*. 2020;33 2(2):192–201.
125. Ender A, Zimmermann M, Mehl A. Accuracy of complete-and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro.
126. ISO - ISO 9001:2015 - Quality management systems — Requirements [Internet]. [cited 2021 Dec 13]. Available from: <https://www.iso.org/standard/62085.html>

127. Zürcher A, Hämmerle C, Thoma D, Mühlemann S. Time efficiency and quality of outcomes in a centralized digital workflow for the fabrication of implant crowns. *Clinical Oral Implants Research* [Internet]. 2020 Oct 1;31(S20):42. Available from: https://doi.org/10.1111/clr.37_13643
128. Zürcher A, Hämmerle C, Thoma D, Mühlemann S. Time efficiency and quality of outcomes in a centralized digital workflow for the fabrication of implant crowns.
129. Joda T, Brägger U. Time-Efficiency Analysis Comparing Digital and Conventional Workflows for Implant Crowns: A Prospective Clinical Crossover Trial. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2015;30(5).
130. Joda T, Brägger U. Time-efficiency analysis of the treatment with monolithic implant crowns in a digital workflow: a randomized controlled trial. *Clinical Oral Implants Research*. 2016;27(11):1401–6.
131. Chochlidakis K, Papaspyridakos P, Tsigarida A, Romeo D, Chen Y wei, Natto Z, et al. Digital Versus Conventional Full-Arch Implant Impressions: A Prospective Study on 16 Edentulous Maxillae. *Journal of Prosthodontics*. 2020;29(4).
132. Zarone F, Ruggiero G, Ferrari M, Mangano F, Joda T, Sorrentino R. Accuracy of a chairside intraoral scanner compared with a laboratory scanner for the completely edentulous maxilla: An in vitro 3-dimensional comparative analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020;124(6).
133. Keul C, Güth J-F. Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. *Clinical Oral Investigations* [Internet]. 24(2):735–45. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02965-2>
134. Marques S, Ribeiro P, Falcão C, Ferreira Lemos B, Ríos-Carrasco B, Ríos-Santos V, et al. Digital Impressions in Implant Dentistry: A Literature Review. *Public Health* [Internet]. 2021;18. Available from: <https://doi.org/10.3390/ijerph18031020>
135. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *Journal of Dental Research*. 2018 Sep 1;97(10):1082–91.
136. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*. 2008;204(9):505–11.
137. Joda T, Ferrari M, Brägger U. Monolithic implant-supported lithium disilicate (LS2) crowns in a complete digital workflow: A

- prospective clinical trial with a 2-year follow-up. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2017;19(3).
138. Rudolph H, Luthardt RG, Walter MH. Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. *Computers in Biology and Medicine* [Internet]. 2007;37:579–87. Available from: www.intl.elsevierhealth.com/journals/cobm
 139. Ender A, Zimmermann M, Mehl A. Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *International journal of computerized dentistry* [Internet]. 2019;22(1):11–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30848250>
 140. Zimmermann M, Koller C, Rumetsch M, Ender A, Mehl A. Precision of guided scanning procedures for full-arch digital impressions in vivo. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie* [Internet]. 2017;78(6):466–71. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00056-017-0103-3>
 141. Patzelt SBM, Vonau S, Stampf S, Att W. Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *The Journal of the American Dental Association* [Internet]. 2013 Aug 1 [cited 2021 Dec 15];144(8):914–20. Available from: <http://jada.ada.org/article/S0002817714605110/fulltext>
 142. Sallorenzo A, Gómez-Polo M. Comparative study of the accuracy of an implant intraoral scanner and that of a conventional intraoral scanner for complete-arch fixed dental prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry* [Internet]. 2021;1–8. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.01.032>
 143. Park S-W, Choi Y-D, Lee D-H. The effect of the improperly scanned scan body images on the accuracy of virtual implant positioning in computer-aided design software. *The Journal of Advanced Prosthodontics* [Internet]. 2020;12:107–20. Available from: <https://doi.org/10.4047/jap.2020.12.3.107><https://jap.or.kr>
 144. Revilla-León M, Smith Z, Methani MM, Zandinejad A, Özcan M. Influence of scan body design on accuracy of the implant position as transferred to a virtual definitive implant cast. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2021;125(6):918–23.
 145. ISO - ISO 3950:2016 - Dentistry — Designation system for teeth and areas of the oral cavity [Internet]. [cited 2021 Dec 13]. Available from: <https://www.iso.org/standard/68292.html>
 146. Wesemann C, Kienbaum H, Thun M, Spies BC, Beuer F, Bumann A. Does ambient light affect the accuracy and scanning time

- of intraoral scans? *Journal of Prosthetic Dentistry* [Internet]. 2021 Jun 1 [cited 2021 Dec 15];125(6):924–31. Available from: <http://www.thejpd.org/article/S0022391320302390/fulltext>
147. Wismeijer D, Joda T, Flügge T, Fokas G, Tahmaseb A, Bechelli D, et al. Group 5 ITI Consensus Report: Digital technologies. *Clinical Oral Implants Research*. 2018 Oct 1;29:436–42.
 148. Wulfman C, Naveau A, Rignon-Bret C. Digital scanning for complete-arch implant-supported restorations: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry* [Internet]. 2020 Aug 1 [cited 2021 Dec 20];124(2):161–7. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31757443/>
 149. Pradíes G, Ferreira A, Özcan M, Giménez B, Martínez-Rus F. Using stereophotogrammetric technology for obtaining intraoral digital impressions of implants. *Journal of the American Dental Association (1939)* [Internet]. 2014 [cited 2021 Dec 20];145(4):338–44. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24686966/>
 150. Tao C, Zhao YJ, Sun YC, Heng M Di, Xie QF, Pan SX. Accuracy of Intraoral Scanning of Edentulous Jaws with and without Resin Markers. *The Chinese journal of dental research: the official journal of the Scientific Section of the Chinese Stomatological Association (CSA)*. 2020;23(4):265–71.
 151. Schepke U, Meijer HJA, Kerdijk W, Cune MS. Digital versus analog complete-arch impressions for single-unit premolar implant crowns: Operating time and patient preference. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015 Sep 1;114(3):403-406.e1.
 152. Kim MK, Kim JM, Lee YM, Lim YJ, Lee SP. The effect of scanning distance on the accuracy of intra-oral scanners used in dentistry. *Clinical anatomy (New York, NY)* [Internet]. 2019 Apr 1 [cited 2021 Dec 18];32(3):430–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30663815/>
 153. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clinical implant dentistry and related research* [Internet]. 2015 Jan 1 [cited 2021 Dec 19];17 Suppl 1(S1):e54–64. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23879869/>
 154. Revell G, Simon B, Mennito A, Evans ZP, Renne W, Ludlow M, et al. Evaluation of complete-arch implant scanning with 5 different intraoral scanners in terms of trueness and operator

- experience. *The Journal of prosthetic dentistry* [Internet]. 2021 [cited 2021 Dec 19]; Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33832761/>
155. Mangano FG, Hauschild U, Veronesi G, Imburgia M, Mangano C, Admakin O. Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: a comparative in vitro study. [cited 2021 Dec 18]; Available from: <https://doi.org/10.1186/s12903-019-0792-7>
 156. Medina-Sotomayor P, Agustín Pascual M, Isabel Camps A. Accuracy of four digital scanners according to scanning strategy in complete-arch impressions. *PLOS ONE* [Internet]. 2018 Sep 1 [cited 2021 Dec 17];13(9):e0202916. Available from: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0202916>
 157. Zarone F, Ruggiero G, Ferrari M, Mangano F, Joda T, Sorrentino R. Comparison of different intraoral scanning techniques on the completely edentulous maxilla: An in vitro 3-dimensional comparative analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020 Dec 1;124(6):762.e1-762.e8.
 158. Iturrate M, Eguiraun H, Solaberrieta E. Accuracy of digital impressions for implant-supported complete-arch prosthesis, using an auxiliary geometry part—An in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*. 2019;30(12):1250–8.
 159. Vandeweghe S, Vervack V, Vanhove C, Dierens M, Jimbo R, de Bruyn H. Accuracy of optical dental digitizers: an in vitro study. *The International journal of periodontics & restorative dentistry* [Internet]. 2015 Jan [cited 2021 Dec 17];35(1):115–21. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25734714/>
 160. Farhan F-A, Sahib A-J-A, Fatalla A-A, Professor P. Comparison of the accuracy of intraoral digital impression system and conventional impression techniques for multiple implants in the full-arch edentulous mandible. *J Clin Exp Dent* [Internet]. 2021;13(5):487–92. Available from: <https://doi.org/10.4317/jced.57926>
 161. Pagano S, Moretti M, Marsili R, Ricci A, Barraco G, Cianetti S. Evaluation of the Accuracy of Four Digital Methods by Linear and Volumetric Analysis of Dental Impressions. *Materials* [Internet]. 2019 Jun 1 [cited 2021 Dec 20];12(12). Available from: [/pmc/articles/PMC6631156/](https://pmc/articles/PMC6631156/)
 162. Fluegge T, Att W, Metzger M, Nelson K. A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with

- Commercial Scan Bodies-An Experimental Approach. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists* [Internet]. 2017 Jan 1 [cited 2021 Dec 13];26(1):34–41. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26466158/>
163. Khraishi H, Duane B. Evidence for use of intraoral scanners under clinical conditions for obtaining full-arch digital impressions is insufficient. *Evidence-based dentistry* [Internet]. 2017 Mar 1 [cited 2021 Dec 15];18(1):24–5. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28338024/>
164. di Fiore A, Meneghello R, Graiff L, Savio G, Vigolo P, Monaco C, et al. Full arch digital scanning systems performances for implant-supported fixed dental prostheses: a comparative study of 8 intraoral scanners. *Journal of Prosthodontic Research* [Internet]. 2019;63(4):396–403. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1883195818303633>
165. Kihara H, Hatakeyama W, Komine F, Takafuji K, Takahashi T, Yokota J, et al. Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review. *Journal of prosthodontic research* [Internet]. 2020 Apr 1 [cited 2021 Dec 15];64(2):109–13. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31474576/>
166. Yilmaz B, Abou-Ayash S. A digital intraoral implant scan technique using a combined healing abutment and scan body system. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2020 Feb;123(2):206–9.
167. Iturrate M, Minguez R, Pradies G, Solaberrieta E. Obtaining reliable intraoral digital scans for an implant-supported complete-arch prosthesis: A dental technique. Vol. 121, *Journal of Prosthetic Dentistry*.
168. Iturrate M, Eguiraun H, Etxaniz O, Solaberrieta E. Accuracy analysis of complete-arch digital scans in edentulous arches when using an auxiliary geometric device. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019;121(3):447–54.
169. Huang R, Liu Y, Huang B, Zhang C, Chen Z, Li Z. Improved scanning accuracy with newly designed scan bodies: An in vitro study comparing digital versus conventional impression techniques for complete-arch implant rehabilitation. *Clinical Oral Implants Research*. 2020;31(7):625–33.

170. Cappare P, Sannino G, Minoli M, Montemezzi P, Ferrini F. Conventional versus Digital Impressions for Full Arch Screw-Retained Maxillary Rehabilitations: A Randomized Clinical Trial. [cited 2021 Dec 16]; Available from: www.mdpi.com/journal/ijerph
171. Guo DN, Liu YS, Pan SX, Wang PF, Wang B, Liu JZ, et al. Clinical Efficiency and Patient Preference of Immediate Digital Impression after Implant Placement for Single Implant-Supported Crown. *The Chinese journal of dental research : the official journal of the Scientific Section of the Chinese Stomatological Association (CSA)* [Internet]. 2019 Jan 1 [cited 2021 Dec 16];22(1):21–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30746529/>
172. Wulfman C, Naveau A, Rignon-Bret C. Digital scanning for complete-arch implant-supported restorations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry* [Internet]. 2020 Aug 1 [cited 2021 Dec 15];124(2):161–7. Available from: <http://www.thejpd.org/article/S0022391319304263/fulltext>
173. Roig E, Garza LC, Álvarez-Maldonado N, Maia P, Costa S, Roig M, et al. In vitro comparison of the accuracy of four intraoral scanners and three conventional impression methods for two neighboring implants. *undefined* [Internet]. 2020 [cited 2021 Dec 15];15(2). Available from: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0228266.g001>
174. Joda T, Bragger U, Zitzmann NU. CAD/CAM implant crowns in a digital workflow: Five-year follow-up of a prospective clinical trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2019 Feb 1;21(1):169–74.
175. Lee JH. Improved digital impressions of edentulous areas. *The Journal of prosthetic dentistry* [Internet]. 2017 Mar 1 [cited 2021 Dec 20];117(3):448–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27881330/>
176. Kim JE, Amelya A, Shin Y, Shim JS. Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017 Jun 1;117(6):755–61.
177. Mangano FG, Admakin O, Bonacina M, Lerner H, Rutkunas V, Mangano C. Trueness of 12 intraoral scanners in the full-arch implant impression: A comparative in vitro study. *BMC Oral Health* [Internet]. 2020;20(1). Available from: <https://doi.org/10.1186/s12903-020-01254-9>

IX. ANEXOS


9. ANEXOS

Anexo 1: Informe MMC



Sistema de Gestión de Calidad Certificado en
ISO 9001 e ISO 9100
CENTRO DE PRECISIÓN
S.A.M. DITECMA

Denominación Pieza **MAQUETA BUCODENTAL**

		INFORME DIMENSIONAL	
		Cliente: FACULTAD DE ODONTOLOGIA UCM Ciudad Universitaria Plaza Ramón y Cajal, s/n 28040 Madrid	
Informe N°: 468/2019_0 Técnico metrólogo: Daniel Gil Hernande	Condiciones Medioambientales Temperatura: 20.2° C Humedad Relativa: < 60 %	Equipos utilizados CMM Global Evo 09.15.08 (CMM-06)	Procedimiento de medición IT-MED-3
Denominación pieza: MAQUETA BUCODENTAL Referencia: Responsable: Irene García Martínez		Anexos:	<input type="checkbox"/> Informe <input checked="" type="checkbox"/> Informe 100% <input type="checkbox"/> cotas marcadas <input type="checkbox"/> Plano Certificado <input type="checkbox"/> Numerado Equipos Medición
		Condiciones Medición:	<input type="checkbox"/> Pieza Conformada en Útil para su medición <input checked="" type="checkbox"/> Pieza medida en estado libre Referencia Útil:

OBSERVACIONES: Revisado y Aprobado por:

El informe dimensional afecta exclusivamente a las piezas sometidas a medición y cuyas muestras han sido seleccionadas y enviadas por el cliente.

Unidades longitudinales en mm y unidades angulares en grados sexagesimales con fracción decimal.

Dimensiones a medir							Nº Pieza: 1				Comentarios	
Hoja	Nº Dim	Tipo	Nominal	+ Tol	- Tol	Máxima	Mínima	Medido	Desv.	U (K=2)		F.D.E.
DISTANCIAS LINEALES ENTRE IMPLANTES												
1	1	DISTANCIA						15.1087		0.0015		Dist. Imp 1y2
1	2	DISTANCIA						30.8576		0.0015		Dist. Imp 1y3
1	3	DISTANCIA						44.5180		0.0016		Dist. Imp 1y4
1	4	DISTANCIA						51.2142		0.0016		Dist. Imp 1y5
1	5	DISTANCIA						55.7318		0.0016		Dist. Imp 1y6
1	6	DISTANCIA						16.1913		0.0015		Dist. Imp 2y3
1	7	DISTANCIA						31.4965		0.0015		Dist. Imp 2y4
1	8	DISTANCIA						41.0757		0.0016		Dist. Imp 2y5
1	9	DISTANCIA						48.9188		0.0016		Dist. Imp 2y6
1	10	DISTANCIA						17.6158		0.0015		Dist. Imp 3y4
1	11	DISTANCIA						30.9210		0.0015		Dist. Imp 3y5
1	12	DISTANCIA						42.0816		0.0016		Dist. Imp 3y6
1	13	DISTANCIA						15.4736		0.0015		Dist. Imp 4y5
1	14	DISTANCIA						29.0032		0.0015		Dist. Imp 4y6
1	15	DISTANCIA						14.5857		0.0015		Dist. Imp 5y6
ANGULOS PLANO SAGITAL (YZ) - CON RESPECTO A IMPLANTE 1												
1	17	ÁNGULO						13.4804		0.0930		Ang. Imp 1y2
1	18	ÁNGULO						0.8811		0.0930		Ang. Imp 1y3
1	19	ÁNGULO						1.1421		0.0930		Ang. Imp 1y4
1	20	ÁNGULO						-14.7024		0.0930		Ang. Imp 1y5
1	21	ÁNGULO						1.5156		0.0930		Ang. Imp 1y6
ANGULOS PLANO FRONTAL (ZX) - CON RESPECTO A IMPLANTE 1												
1	22	ÁNGULO						3.4246		0.0930		Ang. Imp 1y2
1	23	ÁNGULO						-1.6345		0.0930		Ang. Imp 1y3
1	24	ÁNGULO						-1.5176		0.0930		Ang. Imp 1y4

Hoja: Hoja de Plano; Nº Dim: Número de Dimensión; Tipo: Tipo de cota; Tol: Tolerancia; Desv: Desviación; U(K=2): Incertidumbre de medida; F.D.E.: Fuera de Especificaciones.

No se puede asegurar la conformidad / no conformidad del resultado debido a la incertidumbre de medición, quedando este como indeterminado (IND).

* Las cotas marcadas están realizadas sin garantía de cumplimiento de los requisitos de acreditación y, por tanto, no están cubiertas por la acreditación de ENAC ni por los acuerdos internacionales.

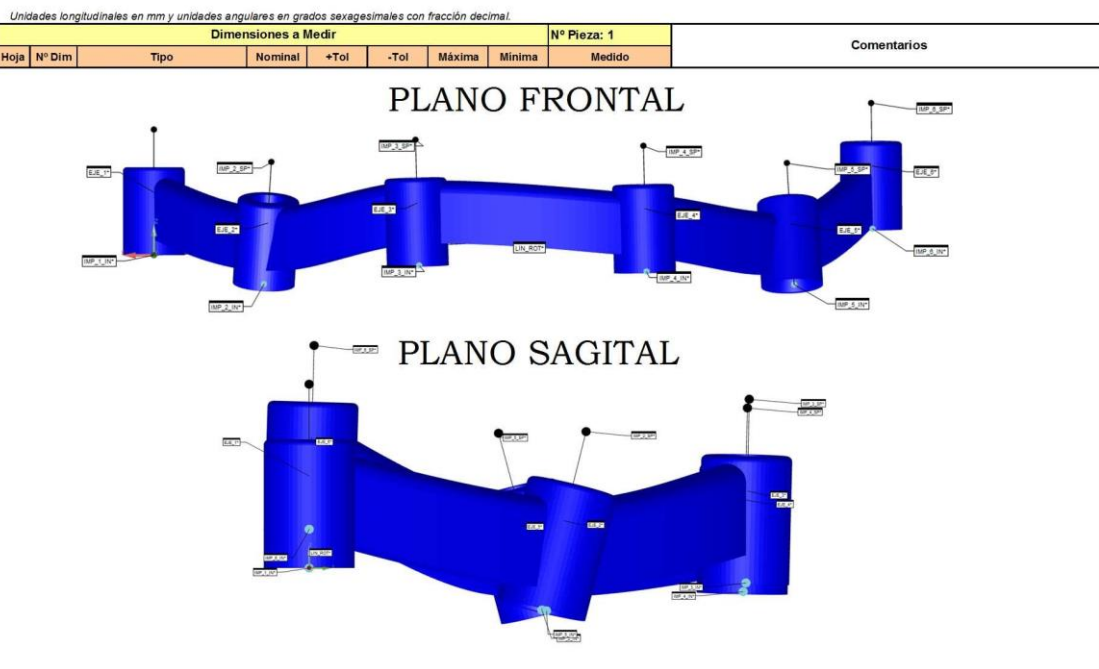
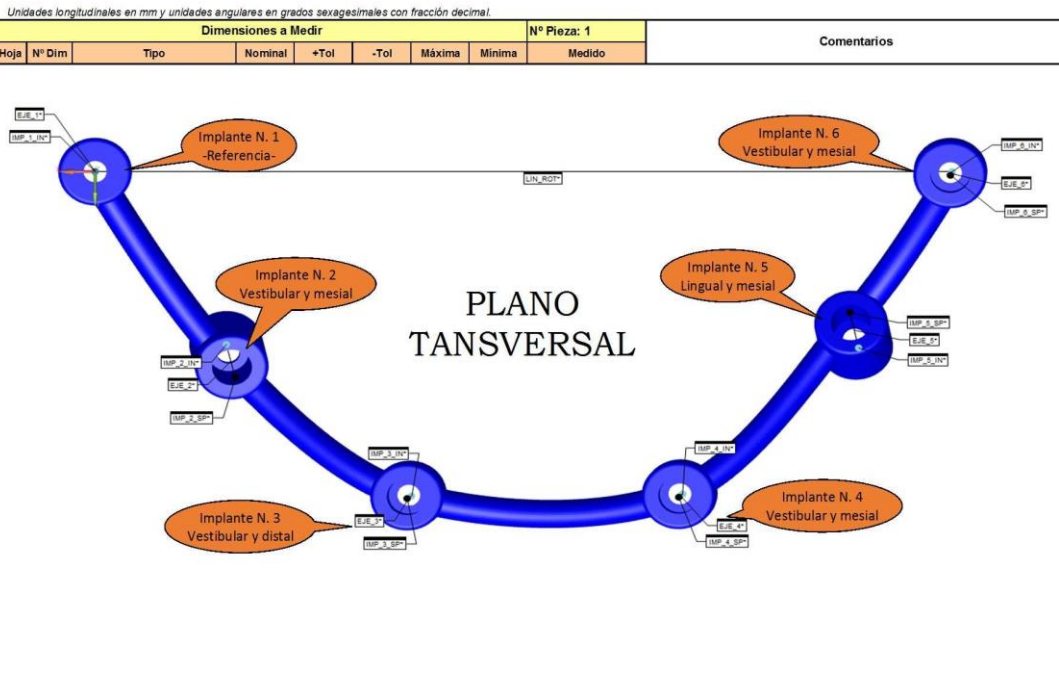


INFORME DIMENSIONAL




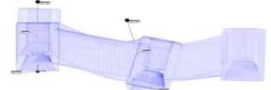

Unidades longitudinales en mm y unidades angulares en grados sexagesimales con fracción decimal.

Dimensiones a medir								Nº Pieza: 1				Comentarios
Hoja	Nº Dim	Tipo	Nominal	+ Tol	- Tol	Máxima	Mínima	Medido	Desv.	U (K=2)	F.D.E.	
1	25	ÁNGULO						-3.4008		0.0930		Ang. Imp 1y5
1	26	ÁNGULO						-0.7124		0.0930		Ang. Imp 1y6
POSICIÓN 3D IMPLANTES - RESPECTO DEL IMPLANTE 1												
1	27	DISTANCIA						0.0000		0.0015		Coordenada X Imp 1
1	28	DISTANCIA						0.0000		0.0015		Coordenada Y Imp 1
1	29	DISTANCIA						0.0000		0.0015		Coordenada Z Imp 1
1	30	DISTANCIA						-8.5386		0.0015		Coordenada X Imp 2
1	31	DISTANCIA						12.2535		0.0015		Coordenada Y Imp 2
1	32	DISTANCIA						-2.2841		0.0015		Coordenada Z Imp 2
1	33	DISTANCIA						-20.5672		0.0015		Coordenada X Imp 3
1	34	DISTANCIA						22.9900		0.0015		Coordenada Y Imp 3
1	35	DISTANCIA						-0.8014		0.0015		Coordenada Z Imp 3
1	36	DISTANCIA						-38.1763		0.0016		Coordenada X Imp 4
1	37	DISTANCIA						22.8651		0.0015		Coordenada Y Imp 4
1	38	DISTANCIA						-1.2687		0.0015		Coordenada Z Imp 4
1	39	DISTANCIA						-49.6136		0.0016		Coordenada X Imp 5
1	40	DISTANCIA						12.4940		0.0015		Coordenada Y Imp 5
1	41	DISTANCIA						-2.2996		0.0015		Coordenada Z Imp 5
1	42	DISTANCIA						-55.6907		0.0016		Coordenada X Imp 6
1	43	DISTANCIA						0.0000		0.0015		Coordenada Y Imp 6
1	44	DISTANCIA						2.1400		0.0015		Coordenada Z Imp 6

Hoja: Hoja de Plano; Nº Dim: Número de Dimensión; Tipo: Tipo de cota; Tol: Tolerancia; Desv: Desviación; U(K=2): Incertidumbre de medida; F.D.E.: Fuera de Especificaciones. # No se puede asegurar la conformidad / no conformidad del resultado debido a la incertidumbre de medición, quedando este como indeterminado (IND). Las cotas marcadas están realizadas sin garantía de cumplimiento de los requisitos de acreditación y, por tanto, no están cubiertas por la acreditación de ENAC ni por los acuerdos internacionales.



Unidades longitudinales en mm y unidades angulares en grados sexagesimales con fracción decimal.

Dimensiones a Medir									N° Pieza: 1	Comentarios
Hoja	N° Dim	Tipo	Nominal	+Tol	-Tol	Máxima	Minima	Medido		
ANGULOS PLANO SAGITAL (YZ) - CON RESPECTO A IMPLANTE 1										
		Ang. Imp 1y2						13.4804		
		Ang. Imp 1y3						0.8811		
		Ang. Imp 1y4						1.1421		
		Ang. Imp 1y5						-14.7024		
		Ang. Imp 1y6						1.5156		

Unidades longitudinales en mm y unidades angulares en grados sexagesimales con fracción decimal.

Dimensiones a Medir									N° Pieza: 1	Comentarios
Hoja	N° Dim	Tipo	Nominal	+Tol	-Tol	Máxima	Minima	Medido		
ANGULOS PLANO FRONTAL (ZX) - CON RESPECTO A IMPLANTE 1										
		Ang. Imp 1y2						3.4246		
		Ang. Imp 1y3						-1.6345		
		Ang. Imp 1y4						-1.5176		
		Ang. Imp 1y5						-3.4008		
		Ang. Imp 1y6						-0.7124		

Anexo 2: Análisis estadístico SPSS

Análisis de Eficiencia

Resumen de procesamiento de casos

	Casos Válido		Perdidos		Total	
	N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
number of necessary laps	2	10,0%	18	90,0%	20	100,0%
Total time (seg)	2	10,0%	18	90,0%	20	100,0%
Last Lap time (seg)	2	10,0%	18	90,0%	20	100,0%
Lap 1(seg)	2	10,0%	18	90,0%	20	100,0%
Lap 2(seg)	2	10,0%	18	90,0%	20	100,0%
Lap 3(seg)	2	10,0%	18	90,0%	20	100,0%
Lap 4(seg)	2	10,0%	18	90,0%	20	100,0%
Lap 5(seg)	2	10,0%	18	90,0%	20	100,0%
Lap 6(seg)	2	10,0%	18	90,0%	20	100,0%
Lap 7(seg)	2	10,0%	18	90,0%	20	100,0%

Descriptivos

	Estadístico	Error estándar
number of necessary laps	Media	7,00
	95% de intervalo de confianza para la media	
	Límite inferior	7,00
	Límite superior	7,00
	Media recortada al 5%	7,00
	Mediana	7,00
	Varianza	,000
	Desviación estándar	,000
	Mínimo	7
	Máximo	7
	Rango	0
	Rango intercuartil	0
	Asimetría	.

	Curtosis	.	.
Total time	Media	790,00	111,000
(seg)	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior Límite superior	-620,39 2200,39
	Media recortada al 5%	.	.
	Mediana	790,00	.
	Varianza	24642,000	.
	Desviación estándar	156,978	.
	Mínimo	679	.
	Máximo	901	.
	Rango	222	.
	Rango intercuartil	.	.
	Asimetría	.	.
	Curtosis	.	.
Last Lap	Media	193,00	4,000
time (seg)	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior Límite superior	142,18 243,82
	Media recortada al 5%	.	.
	Mediana	193,00	.
	Varianza	32,000	.
	Desviación estándar	5,657	.
	Mínimo	189	.
	Máximo	197	.
	Rango	8	.
	Rango intercuartil	.	.
	Asimetría	.	.
	Curtosis	.	.
Lap 1	Media	162,00	72,000
(seg)	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior Límite superior	-752,85 1076,85
	Media recortada al 5%	.	.
	Mediana	162,00	.
	Varianza	10368,000	.

	Desviación estándar	101,823	
	Mínimo	90	
	Máximo	234	
	Rango	144	
	Rango intercuartil	.	
	Asimetría	.	.
	Curtosis	.	.
Lap 2(seg)	Media	57,00	32,000
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior Límite superior	-349,60 463,60
	Media recortada al 5%	.	
	Mediana	57,00	
	Varianza	2048,000	
	Desviación estándar	45,255	
	Mínimo	25	
	Máximo	89	
	Rango	64	
	Rango intercuartil	.	
	Asimetría	.	.
	Curtosis	.	.
Lap 3(seg)	Media	130,50	92,500
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior Límite superior	-1044,82 1305,82
	Media recortada al 5%	.	
	Mediana	130,50	
	Varianza	17112,500	
	Desviación estándar	130,815	
	Mínimo	38	
	Máximo	223	
	Rango	185	
	Rango intercuartil	.	
	Asimetría	.	.
	Curtosis	.	.
	Media	48,00	13,000

Lap 4(seg)	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	-117,18	
		Límite superior	213,18	
	Media recortada al 5%		.	
	Mediana		48,00	
	Varianza		338,000	
	Desviación estándar		18,385	
	Mínimo		35	
	Máximo		61	
	Rango		26	
	Rango intercuartil		.	
	Asimetría		.	.
	Curtosis		.	.
Lap 5(seg)	Media		99,00	43,000
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	-447,37	
		Límite superior	645,37	
	Media recortada al 5%		.	
	Mediana		99,00	
	Varianza		3698,000	
	Desviación estándar		60,811	
	Mínimo		56	
	Máximo		142	
	Rango		86	
	Rango intercuartil		.	
	Asimetría		.	.
Curtosis		.	.	
Lap 6(seg)	Media		100,50	73,500
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	-833,41	
		Límite superior	1034,41	
	Media recortada al 5%		.	
	Mediana		100,50	
	Varianza		10804,500	
	Desviación estándar		103,945	
	Mínimo		27	

	Máximo	174	
	Rango	147	
	Rango intercuartil	.	
	Asimetría	.	.
	Curtosis	.	.
Lap	Media	193,00	4,000
7(seg)	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior Límite superior	142,18 243,82
	Media recortada al 5%	.	
	Mediana	193,00	
	Varianza	32,000	
	Desviación estándar	5,657	
	Mínimo	189	
	Máximo	197	
	Rango	8	
	Rango intercuartil	.	
	Asimetría	.	.
	Curtosis	.	.

Percentiles

		Percentiles				
		5	10	25	50	75
Promedio ponderado (Definición n 1)	number of necessary laps	7,00	7,00	7,00	7,00	7,00
	Total time (seg)	679,00	679,00	679,00	790,00	.
	Last Lap time (seg)	189,00	189,00	189,00	193,00	.
	Lap 1(seg)	90,00	90,00	90,00	162,00	.
	Lap 2(seg)	25,00	25,00	25,00	57,00	.
	Lap 3(seg)	38,00	38,00	38,00	130,50	.
	Lap 4(seg)	35,00	35,00	35,00	48,00	.
	Lap 5(seg)	56,00	56,00	56,00	99,00	.
	Lap 6(seg)	27,00	27,00	27,00	100,50	.
Lap 7(seg)	189,00	189,00	189,00	193,00	.	
Bisagras de Tukey	number of necessary laps			7,00	7,00	7,00
	Total time (seg)			679,00	790,00	901,00
	Last Lap time (seg)			189,00	193,00	197,00
	Lap 1(seg)			90,00	162,00	234,00
	Lap 2(seg)			25,00	57,00	89,00
	Lap 3(seg)			38,00	130,50	223,00
	Lap 4(seg)			35,00	48,00	61,00
	Lap 5(seg)			56,00	99,00	142,00
	Lap 6(seg)			27,00	100,50	174,00
Lap 7(seg)			189,00	193,00	197,00	

Percentiles

		Percentil 95
Promedio ponderado(Definición 1)	number of necessary laps	7,00
	Total time (seg)	.
	Last Lap time (seg)	.
	Lap 1(seg)	.
	Lap 2(seg)	.
	Lap 3(seg)	.
	Lap 4(seg)	.
	Lap 5(seg)	.
	Lap 6(seg)	.
	Lap 7(seg)	.
Bisagras de Tukey	number of necessary laps	
	Total time (seg)	
	Last Lap time (seg)	
	Lap 1(seg)	
	Lap 2(seg)	
	Lap 3(seg)	
	Lap 4(seg)	
	Lap 5(seg)	
	Lap 6(seg)	
	Lap 7(seg)	

Manejo de valores perdidos	Definición de perdidos	Los valores perdidos definidos por el usuario para variables dependientes se tratan como perdidos.
	Casos utilizados	Los estadísticos se basan en casos sin valores perdidos para ninguna de la variable dependiente o factor utilizado.
Sintaxis		EXAMINE VARIABLES=totaltime numbersofrounds lastlap BY Group /PLOT BOXPLOT /COMPARE VARIABLES /PERCENTILES(5,10,25,50,75,90,95) HAVERAGE /STATISTICS DESCRIPTIVES /CINTERVAL 95 /MISSING LISTWISE /NOTOTAL.
Recursos	Tiempo de procesador	00:00:00,16
	Tiempo transcurrido	00:00:00,00

Group

Resumen de procesamiento de casos

	Casos Válido			Perdidos		Total	
	Group	N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Total time (seg)	UN	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%
	COR	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%
number of necessary laps	UN	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%
	COR	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%
Last Lap time (seg)	UN	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%
	COR	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%

Descriptivos

	Group		Estadístico	Error e
Total time (seg)	UN	Media	542,40	73,08
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 377,06 Límite superior 707,74	
		Media recortada al 5%	539,61	
		Mediana	534,00	
		Varianza	53419,600	
		Desviación estándar	231,127	
		Mínimo	234	
		Máximo	901	
		Rango	667	
		Rango intercuartil	408	
		Asimetría	,190	,687
		Curtosis	-1,245	1,334
		COR	Media	201,10
	95% de intervalo de confianza para la media		Límite inferior 155,06 Límite superior 247,14	
	Media recortada al 5%		196,78	
	Mediana		181,50	
	Varianza		4142,322	
	Desviación estándar		64,361	
	Mínimo		141	
	Máximo		339	
	Rango		198	
	Rango intercuartil		101	
Asimetría	1,249		,687	
Curtosis	,969	1,334		
number of necessary laps	UN	Media	4,70	,597
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 3,35 Límite superior 6,05	
		Media recortada al 5%	4,72	
		Mediana	5,00	
		Varianza	3,567	
		Desviación estándar	1,889	
		Mínimo	2	

		Máximo	7	
		Rango	5	
		Rango intercuartil	4	
		Asimetría	-,327	,687
		Curtosis	-1,310	1,334
	COR	Media	1,40	,163
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 1,03 Límite superior 1,77	
		Media recortada al 5%	1,39	
		Mediana	1,00	
		Varianza	,267	
		Desviación estándar	,516	
		Mínimo	1	
		Máximo	2	
		Rango	1	
		Rango intercuartil	1	
		Asimetría	,484	,687
		Curtosis	-2,277	1,334
Last Lap time (seg)	UN	Media	196,20	9,078
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 175,66 Límite superior 216,74	
		Media recortada al 5%	195,72	
		Mediana	198,50	
		Varianza	824,178	
		Desviación estándar	28,708	
		Mínimo	156	
		Máximo	245	
		Rango	89	
		Rango intercuartil	55	
		Asimetría	,120	,687
		Curtosis	-,740	1,334
	COR	Media	158,30	5,552
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 145,74 Límite superior 170,86	
		Media recortada al 5%	157,00	
		Mediana	152,50	

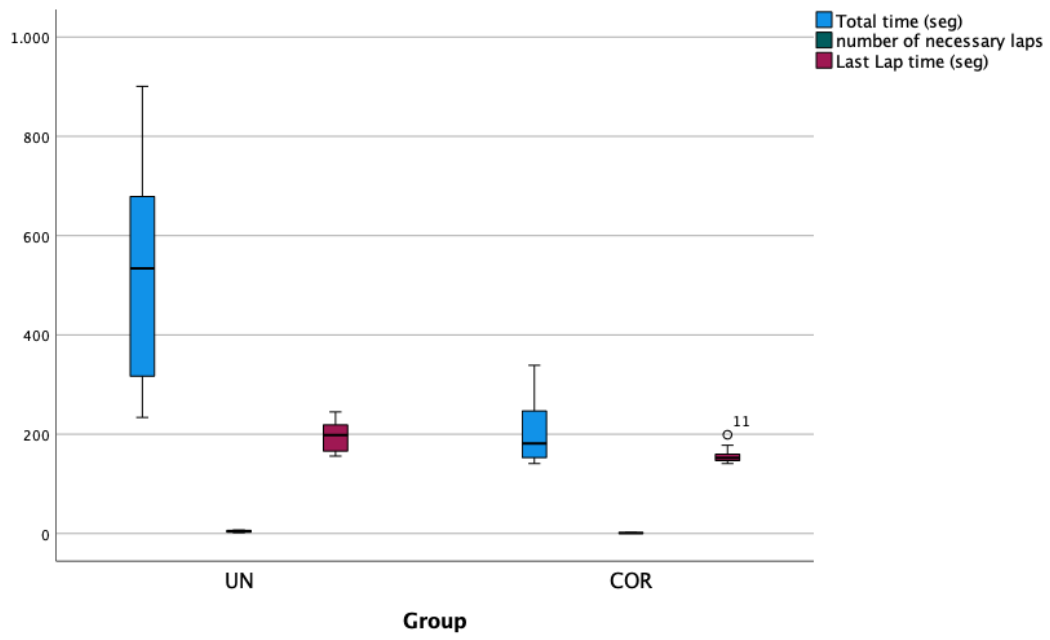
Varianza	308,233	
Desviación estándar	17,557	
Mínimo	141	
Máximo	199	
Rango	58	
Rango intercuartil	18	
Asimetría	1,676	,687
Curtosis	2,637	1,334

Percentiles

		Percentiles					
		Group	5	10	25	50	75
Promedio ponderado (Definición 1)	Total time (seg)	UN	234,00	239,40	309,75	534,00	717,75
		COR	141,00	141,40	151,00	181,50	252,00
	number of necessary laps	UN	2,00	2,00	2,75	5,00	6,25
		COR	1,00	1,00	1,00	1,00	2,00
	Last Lap time (seg)	UN	156,00	156,70	165,25	198,50	220,25
		COR	141,00	141,40	146,50	152,50	164,50
Bisagras de Tukey	Total time (seg)	UN			317,00	534,00	679,00
		COR			153,00	181,50	247,00
	number of necessary laps	UN			3,00	5,00	6,00
		COR			1,00	1,00	2,00
	Last Lap time (seg)	UN			166,00	198,50	219,00
		COR			147,00	152,50	160,00

Percentiles

		Group	Percentiles	
			90	95
Promedio ponderado(Definición 1)	Total time (seg)	UN	894,30	.
		COR	331,80	.
	number of necessary laps	UN	7,00	.
		COR	2,00	.
	Last Lap time (seg)	UN	242,90	.
		COR	196,90	.
Bisagras de Tukey	Total time (seg)	UN		
		COR		
	number of necessary laps	UN		
		COR		
	Last Lap time (seg)	UN		
		COR		



Prueba T

Manejo de valores perdidos	Definición de perdidos	Los valores perdidos definidos por el usuario se trata como valores perdidos.
	Casos utilizados	Las estadísticas para cada análisis se basan en los casos sin datos perdidos o fuera de rango para cualquier variable del análisis.
Sintaxis		T-TEST GROUPS=Group(0 1) /MISSING=ANALYSIS /VARIABLES=totaltime numbersofrounds lastlap /ES DISPLAY(TRUE) /CRITERIA=CI(.95).
Recursos	Tiempo de procesador	00:00:00,01
	Tiempo transcurrido	00:00:00,00

Estadísticas de grupo

	Group	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
Total time (seg)	UN	10	542,40	231,127	73,089
	COR	10	201,10	64,361	20,353
number of necessary laps	UN	10	4,70	1,889	,597
	COR	10	1,40	,516	,163
Last Lap time (seg)	UN	10	196,20	28,708	9,078
	COR	10	158,30	17,557	5,552

Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene de igualdad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias	
		F	Sig.	t	gl
Total time (seg)	Se asumen varianzas iguales	15,700	,001	4,499	18
	No se asumen varianzas iguales			4,499	10,387
number of necessary laps	Se asumen varianzas iguales	13,356	,002	5,330	18
	No se asumen varianzas iguales			5,330	10,338
Last Lap time (seg)	Se asumen varianzas iguales	2,284	,148	3,562	18
	No se asumen varianzas iguales			3,562	14,906

Prueba de muestras independientes

		prueba t para la igualdad de medias			
		Sig.	Diferencia	Diferencia	95% de intervalo de confianza de la diferencia inferior
		(bilateral)	de medias	estándar de error	
Total time (seg)	Se asumen varianzas iguales	,000	341,300	75,870	181,904
	No se asumen varianzas iguales	,001	341,300	75,870	173,103
number of necessary laps	Se asumen varianzas iguales	,000	3,300	,619	1,999
	No se asumen varianzas iguales	,000	3,300	,619	1,927
Last Lap time (seg)	Se asumen varianzas iguales	,002	37,900	10,641	15,543
	No se asumen varianzas iguales	,003	37,900	10,641	15,206

Prueba de muestras independientes

		prueba t para la igualdad de medias	
			95% de intervalo de confianza de la diferencia Superior
Total time (seg)	Se asumen varianzas iguales	500,696	
	No se asumen varianzas iguales	509,497	
number of necessary laps	Se asumen varianzas iguales	4,601	
	No se asumen varianzas iguales	4,673	
Last Lap time (seg)	Se asumen varianzas iguales	60,257	
	No se asumen varianzas iguales	60,594	

Tamaños de efecto de muestras independientes

		Standardize	Estimación	Intervalo de confianza	
		r ^a	de puntos	al 95%	
				Inferior	Superior
Total time (seg)	d de Cohen	169,650	2,012	,901	3,086
	corrección de Hedges	177,153	1,927	,863	2,956
	delta de Glass	64,361	5,303	2,730	7,849
number of necessary laps	d de Cohen	1,384	2,384	1,196	3,533
	corrección de Hedges	1,446	2,283	1,146	3,384
	delta de Glass	,516	6,390	3,354	9,407
Last Lap time (seg)	d de Cohen	23,795	1,593	,559	2,594
	corrección de Hedges	24,847	1,525	,535	2,484
	delta de Glass	17,557	2,159	,818	3,449

a. El denominador utilizado en la estimación de tamaños del efecto.

La d de Cohen utiliza la desviación estándar combinada.

La corrección de Hedges utiliza la desviación estándar combinada, más un factor de corrección.

El delta de Glass utiliza la desviación estándar de muestra del grupo de control.

`SORT CASES BY Group.`

`SPLIT FILE SEPARATE BY Group.`

`NPAR TESTS`

`/K-S(NORMAL)=totaltime numbersofrounds lastlap`

`/MISSING ANALYSIS`

`/KS_SIM CIN(99) SAMPLES(10000).`

Pruebas NPar

Notas

Salida creada	26-AUG-2021 20:24:08	
Comentarios		
Entrada	Datos	/Users/guillermopradies/Desktop/tiempos totales 26 de Agosto 2021.sav
	Conjunto de datos activo	ConjuntoDatos1
	Filtro	<ninguno>
	Ponderación	<ninguno>
	Segmentar archivo	Group
	N de filas en el archivo de datos de trabajo	20
Manejo de valores perdidos	Definición de perdidos	Los valores perdidos definidos por el usuario se tratan como perdidos.
	Casos utilizados	Los estadísticos para cada prueba se basan en todos los casos con datos válidos para las variables utilizadas en dicha prueba.
Sintaxis		<pre> NPAR TESTS /K-S(NORMAL)=totaltime numbersofrounds lastlap /MISSING ANALYSIS /KS_SIM CIN(99) SAMPLES(10000). </pre>
Recursos	Tiempo de procesador	00:00:00,07
	Tiempo transcurrido	00:00:00,00
	Número de casos permitidos ^a	524288

a. Se basa en la disponibilidad de memoria de espacio de trabajo.

Group = UN

Prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra^a

		Total (seg)	number of time necessary laps	Last Lap time (seg)
N		10	10	10
Parámetros normales ^{b,c}	Media	542,40	4,70	196,20
	Desv. Desviación	231,127	1,889	28,708
Máximas diferencias extremas	Absoluta	,135	,163	,154
	Positivo	,135	,124	,154
	Negativo	-,120	-,163	-,111
Estadístico de prueba		,135	,163	,154
Sig. asin. (bilateral) ^d		,200 ^e	,200 ^e	,200 ^e
Sig. Monte Carlo (bilateral) ^f		,871	,632	,720
Intervalo de confianza al 99%		de Límite inferior	,862	,709
		Límite superior	,879	,732

a. Group = UN

b. La distribución de prueba es normal.

c. Se calcula a partir de datos.

d. Corrección de significación de Lilliefors.

e. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

f. El método de Lilliefors basado en las muestras 10000 Monte Carlo con la semilla 2000000.

Group = COR

Prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra^a

		Total (seg)	number of time necessary laps	Last Lap time (seg)
N		10	10	10
Parámetros normales ^{b,c}	Media	201,10	1,40	158,30
	Desv. Desviación	64,361	,516	17,557
Máximas diferencias extremas	Absoluta	,213	,381	,261
	Positivo	,213	,381	,261
	Negativo	-,175	-,277	-,162
Estadístico de prueba		,213	,381	,261
Sig. asin. (bilateral) ^d		,200 ^e	,000	,051
Sig. Monte Carlo (bilateral) ^f		,227	,000	,053
		Intervalo de confianza al 99%	Límite inferior Límite superior	,216 ,238
				,000 ,058

a. Group = COR

b. La distribución de prueba es normal.

c. Se calcula a partir de datos.

d. Corrección de significación de Lilliefors.

e. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

f. El método de Lilliefors basado en las muestras 10000 Monte Carlo con la semilla 2000000.

SPLIT FILE OFF.

EXAMINE VARIABLES=totaltime BY Group

/PLOT=BOXPLOT

/STATISTICS=NONE

/NOTOTAL.

Explorar

Notas

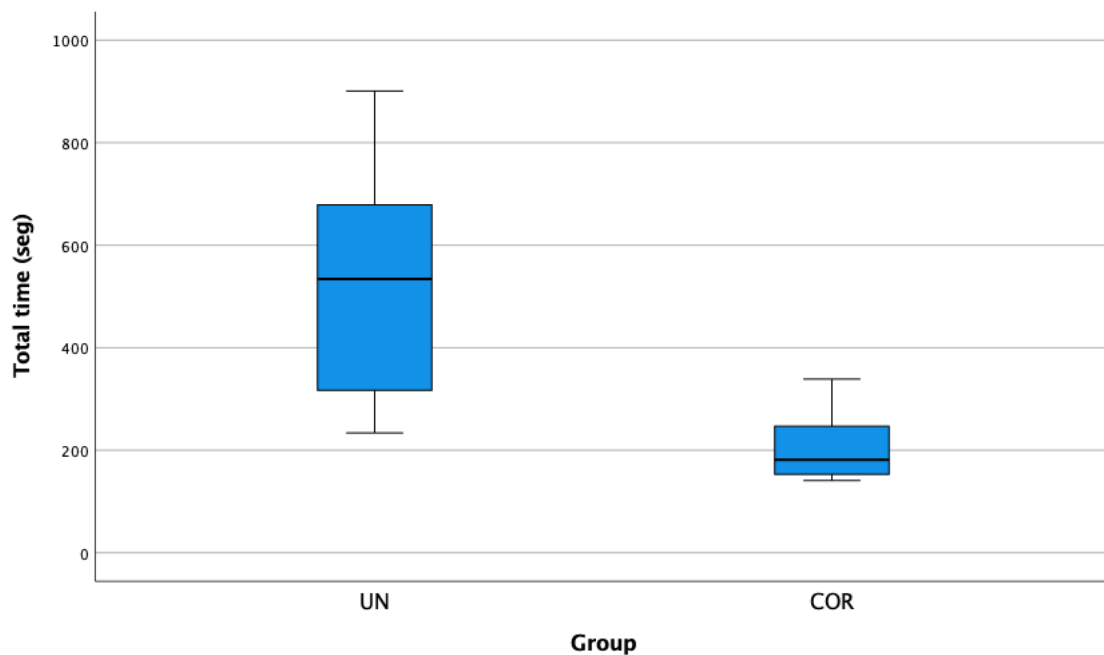
Salida creada	26-AUG-2021 20:25:52	
Comentarios		
Entrada	Datos	/Users/guillermopradies/Desktop/tiempos totales 26 de Agosto 2021.sav
	Conjunto de datos activo	ConjuntoDatos1
	Filtro	<ninguno>
	Ponderación	<ninguno>
	Segmentar archivo	<ninguno>
	N de filas en el archivo de datos de trabajo	20
Manejo de valores perdidos	Definición de perdidos	Los valores perdidos definidos por el usuario para variables dependientes se tratan como perdidos.
	Casos utilizados	Los estadísticos se basan en casos sin valores perdidos para ninguna de la variable dependiente o factor utilizado.
Sintaxis		EXAMINE VARIABLES=totaltime BY Group /PLOT=BOXPLOT /STATISTICS=NONE /NOTOTAL.
Recursos	Tiempo de procesador	00:00:00,15
	Tiempo transcurrido	00:00:00,00

Group

Resumen de procesamiento de casos

	Group	Casos Válido		Perdidos		Total	
		N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Total time (seg)	UN	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%
	COR	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%

Total time (seg)



```
EXAMINE VARIABLES=numbersofrounds BY Group
/PLOT=BOXPLOT
/STATISTICS=NONE
/NOTOTAL.
```

Explorar

Notas

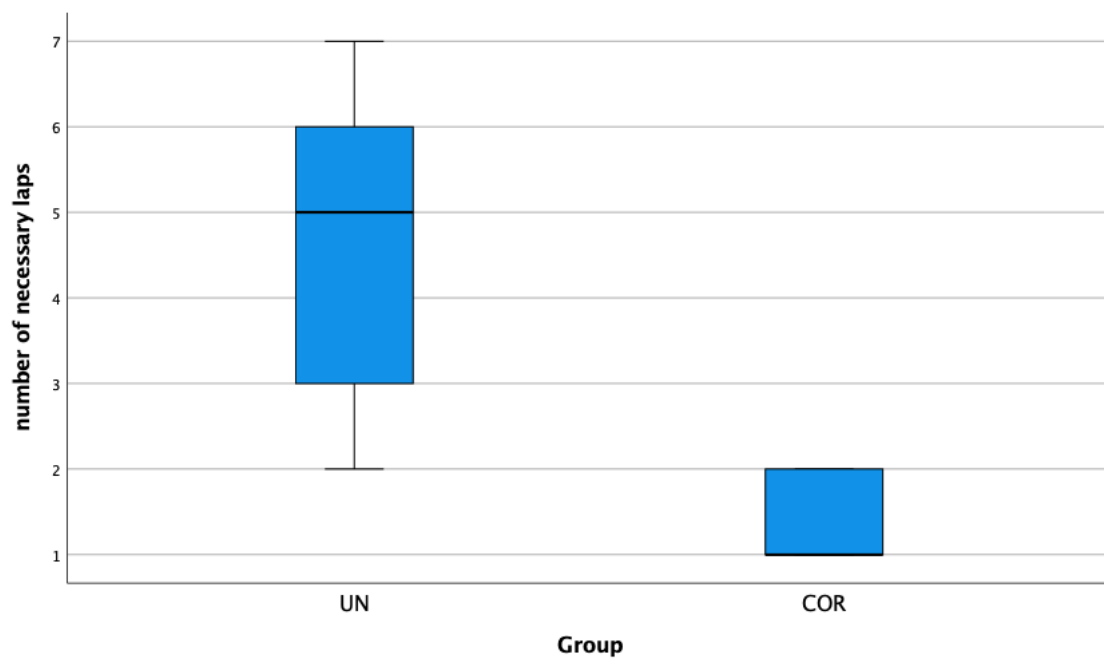
Salida creada		26-AUG-2021 20:26:38
Comentarios		
Entrada	Datos	/Users/guillermopradies/Desktop/tiempos totales 26 de Agosto 2021.sav
	Conjunto de datos activo	ConjuntoDatos1
	Filtro	<ninguno>
	Ponderación	<ninguno>
	Segmentar archivo	<ninguno>
	N de filas en el archivo de datos de trabajo	20
Manejo de valores perdidos	Definición de perdidos	Los valores perdidos definidos por el usuario para variables dependientes se tratan como perdidos.
	Casos utilizados	Los estadísticos se basan en casos sin valores perdidos para ninguna de la variable dependiente o factor utilizado.
Sintaxis		EXAMINE VARIABLES=numbersofrou nds BY Group /PLOT=BOXPLOT /STATISTICS=NONE /NOTOTAL.
Recursos	Tiempo de procesador	00:00:00,14
	Tiempo transcurrido	00:00:00,00

Group

Resumen de procesamiento de casos

	Group	Casos Válido		Perdidos		Total	
		N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
number of necessary laps	UN	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%
	COR	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%

number of necessary laps



```
EXAMINE VARIABLES=lastlap BY Group
/PLOT=BOXPLOT
/STATISTICS=NONE
/NOTOTAL.
```

Explorar

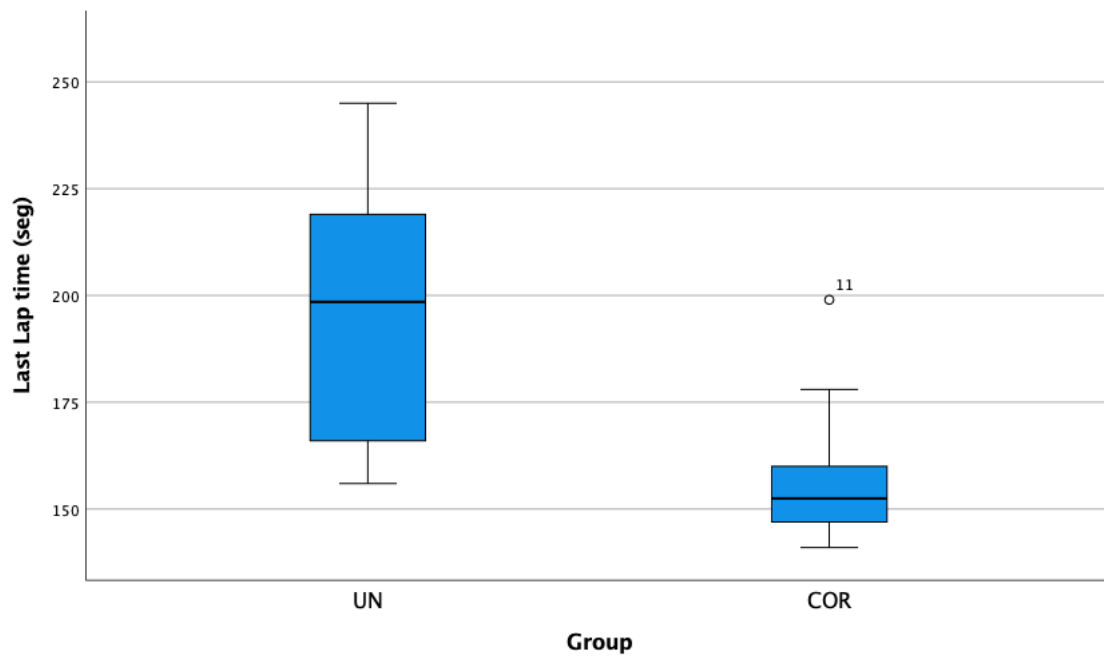
Manejo de valores perdidos	Definición de perdidos	Los valores perdidos definidos por el usuario para variables dependientes se tratan como perdidos.
	Casos utilizados	Los estadísticos se basan en casos sin valores perdidos para ninguna de la variable dependiente o factor utilizado.
Sintaxis		EXAMINE VARIABLES=lastlap BY Group /PLOT=BOXPLOT /STATISTICS=NONE /NOTOTAL.
Recursos	Tiempo de procesador	00:00:00,13
	Tiempo transcurrido	00:00:00,00

Group

Resumen de procesamiento de casos

	Group	Casos Válido		Perdidos		Total	
		N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Last Lap time (seg)	UN	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%
	COR	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%

Last Lap time (seg)



Análisis de Eficacia

ANÁLISIS DESCRIPTIVOS

Descriptivos

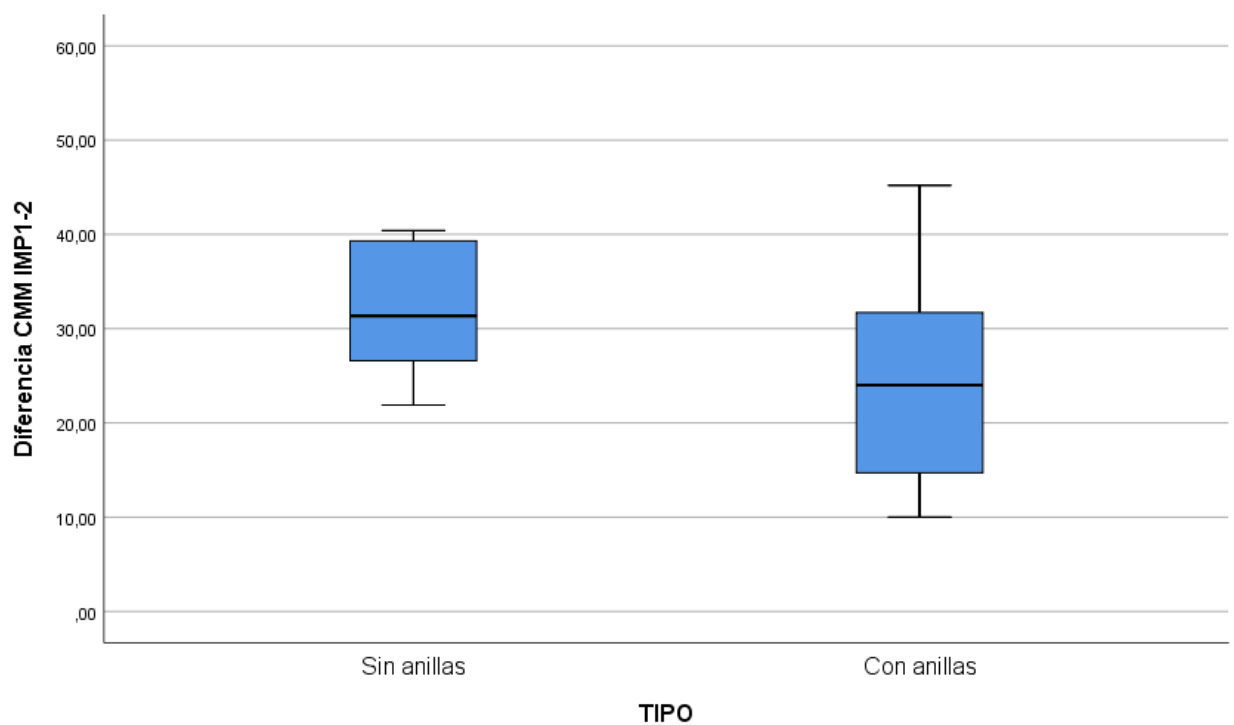
	TIPO	Estadístico	Desv. Error	
Diferencia Sin anillas CMM IMP1-2	Media	31,9500	2,18303	
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior Límite superior	27,0116 36,8884	
	Media recortada al 5%	32,0389		
	Mediana	31,3500		
	Varianza	47,656		
	Desv. Desviación	6,90334		
	Mínimo	21,90		
	Máximo	40,40		
	Rango	18,50		
	Rango intercuartil	13,62		
	Asimetría	-,109	,687	
	Curtosis	-1,577	1,334	
	Con anillas	Media	25,1400	3,99912
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior Límite superior	16,0934 34,1866
		Media recortada al 5%	24,8667	
Mediana		24,0000		
Varianza		159,929		
Desv. Desviación		12,64632		
Mínimo		10,00		
Máximo		45,20		
Rango		35,20		
Rango intercuartil		20,55		
Asimetría		,527	,687	
Curtosis		-1,035	1,334	

Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia CMM IMP1-2	Sin anillas	,156	10	,200*	,917	10	,330
	Con anillas	,172	10	,200*	,907	10	,259

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

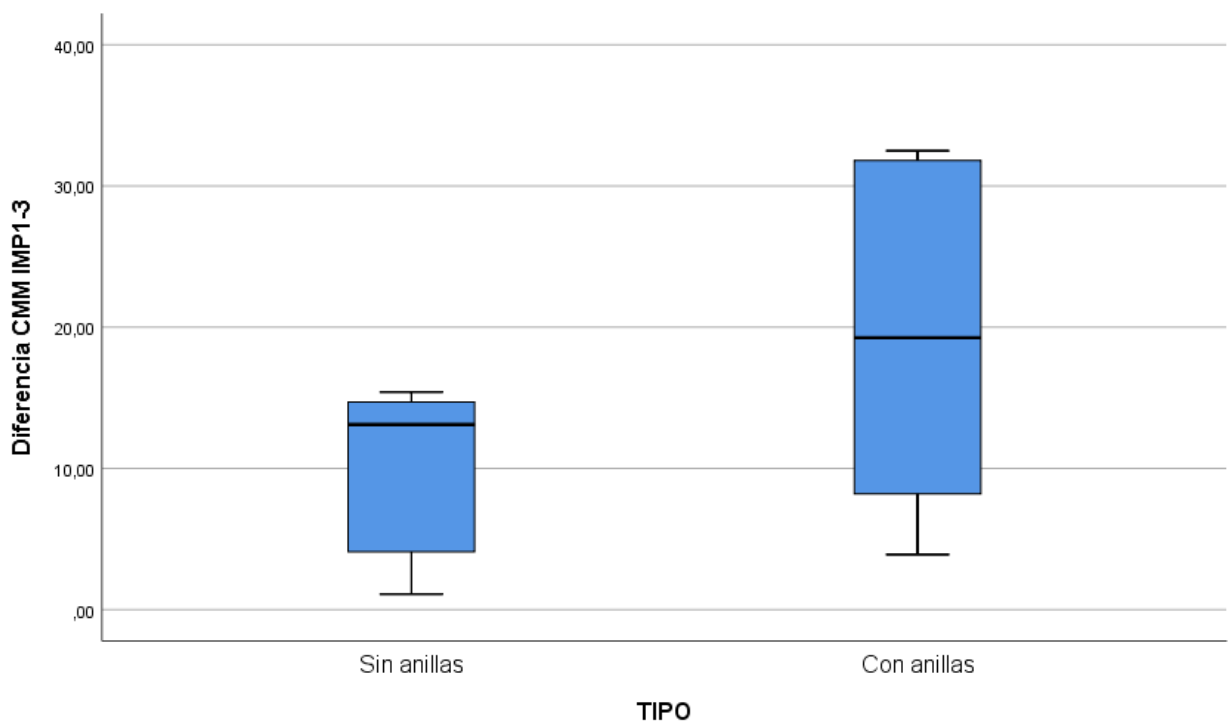
	TIPO	Estadístico	Desv. Error		
Diferencia CMM IMP1-3	Sin anillas	Media	9,8200	1,87171	
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 5,5859 Límite superior 14,0541		
		Media recortada al 5%	9,9944		
		Mediana	13,1000		
		Varianza	35,033		
		Desv. Desviación	5,91886		
		Mínimo	1,10		
		Máximo	15,40		
		Rango	14,30		
		Rango intercuartil	11,37		
		Asimetría	-,607	,687	
		Curtosis	-1,681	1,334	
		Con anillas	Media	18,7500	3,68912
			95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 10,4046 Límite superior 27,0954	
			Media recortada al 5%	18,8111	
	Mediana		19,2500		
	Varianza		136,096		
	Desv. Desviación		11,66602		
	Mínimo		3,90		
	Máximo		32,50		
	Rango		28,60		
	Rango intercuartil	24,67			
	Asimetría	-,049	,687		
Curtosis	-1,873	1,334			

Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia CMM IMP1-3	Sin anillas	,275	10	,031	,811	10	,020
	Con anillas	,168	10	,200*	,877	10	,122

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

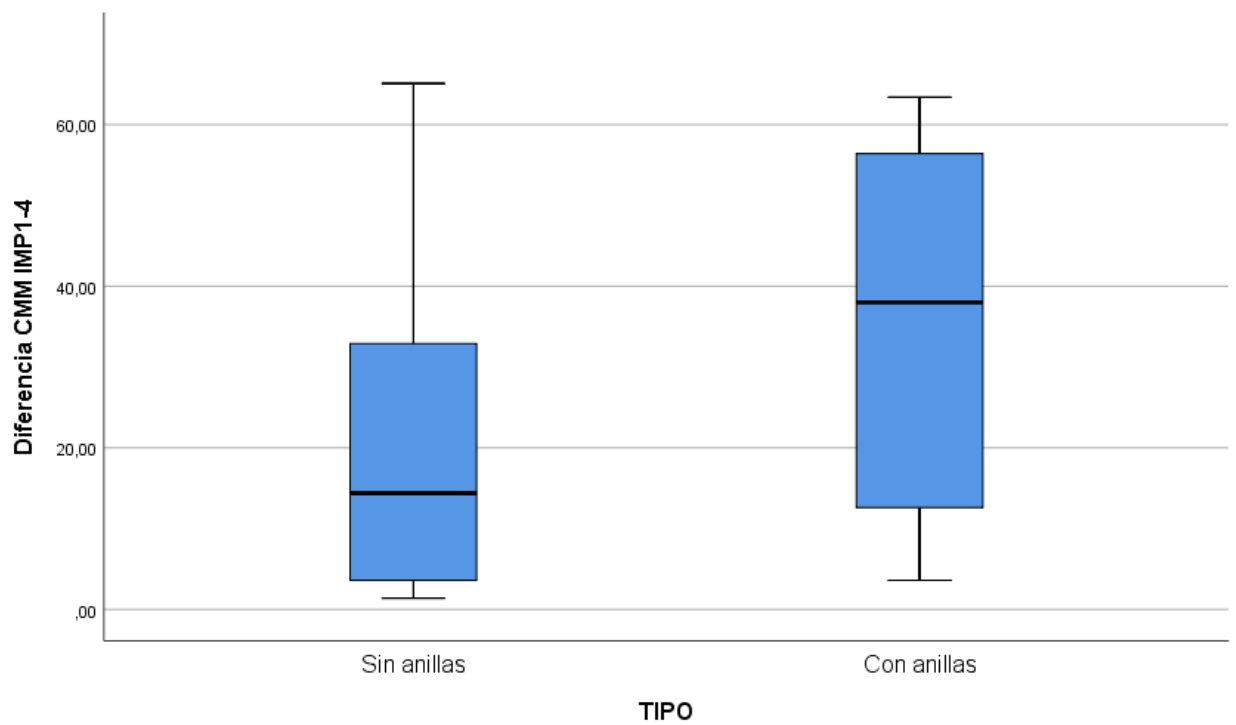
	TIPO		Estadístico	Desv. Error
Diferencia IMP1-4	Sin anillas	Media	23,0400	7,28797
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 6,5535 Límite superior 39,5265	
		Media recortada al 5%	21,9056	
		Mediana	14,4000	
		Varianza	531,145	
		Desv. Desviación	23,04658	
		Mínimo	1,40	
		Máximo	65,10	
		Rango	63,70	
		Rango intercuartil	35,30	
		Asimetría	,927	,687
		Curtosis	-,454	1,334
		Con anillas	Media	34,2000
	95% de intervalo de confianza para la media		Límite inferior 17,8498 Límite superior 50,5502	
	Media recortada al 5%		34,2778	
	Mediana		38,0000	
	Varianza		522,400	
	Desv. Desviación		22,85607	
	Mínimo		3,60	
	Máximo		63,40	
	Rango		59,80	
	Rango intercuartil		45,68	
	Asimetría	-,177	,687	
Curtosis	-1,806	1,334		

Pruebas de normalidad

		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia IMP1-4	CMMSin anillas	,199	10	,200*	,854	10	,066
	Con anillas	,174	10	,200*	,898	10	,208

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

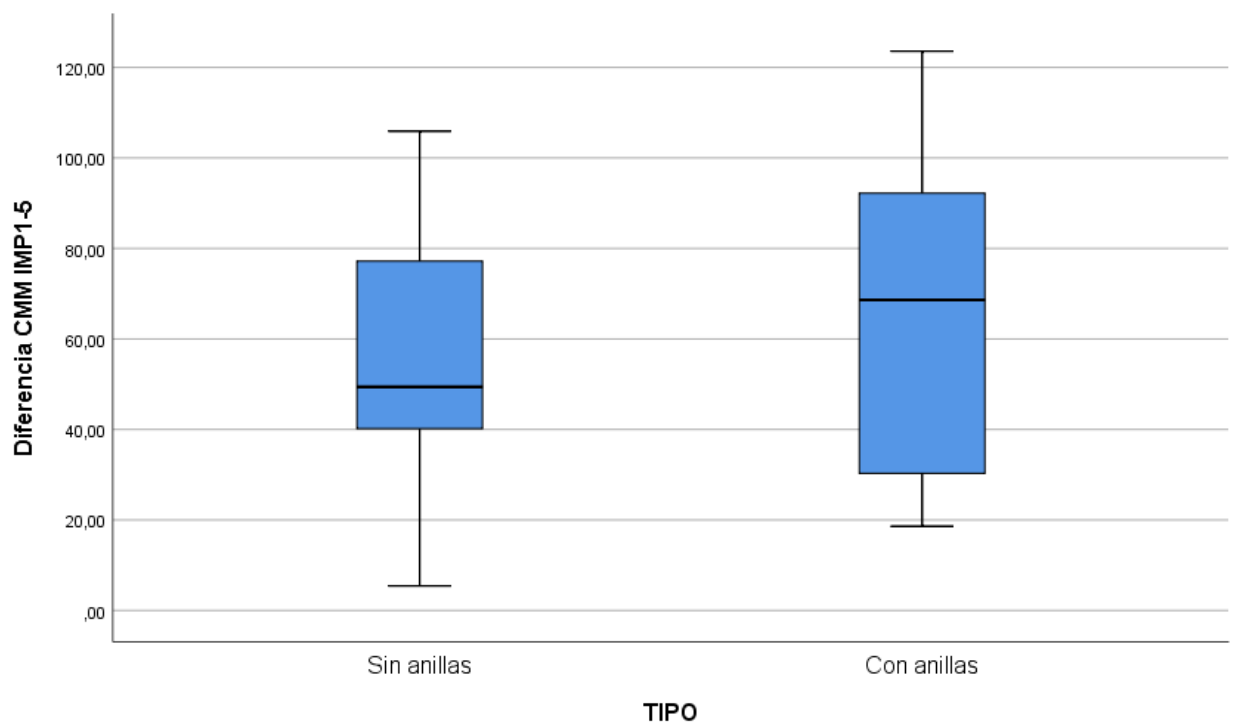
	TIPO		Estadístico	Desv. Error	
Diferencia IMP1-5	Sin anillas	Media	55,5500	9,93227	
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 33,0816 Límite superior 78,0184		
		Media recortada al 5%	55,5389		
		Mediana	49,4000		
		Varianza	986,501		
		Desv. Desviación	31,40861		
		Mínimo	5,40		
		Máximo	105,90		
		Rango	100,50		
		Rango intercuartil	46,47		
		Asimetría	,060	,687	
		Curtosis	-,526	1,334	
		Con anillas	Media	65,6100	11,53306
			95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 39,5204 Límite superior 91,6996	
	Media recortada al 5%		65,0000		
	Mediana		68,6000		
	Varianza		1330,114		
	Desv. Desviación		36,47073		
	Mínimo		18,60		
	Máximo		123,60		
Rango	105,00				
Rango intercuartil	67,95				
Asimetría	,316	,687			
Curtosis	-1,114	1,334			

Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia CMM IMP1-5	Sin anillas	,159	10	,200*	,973	10	,921
	Con anillas	,154	10	,200*	,933	10	,478

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

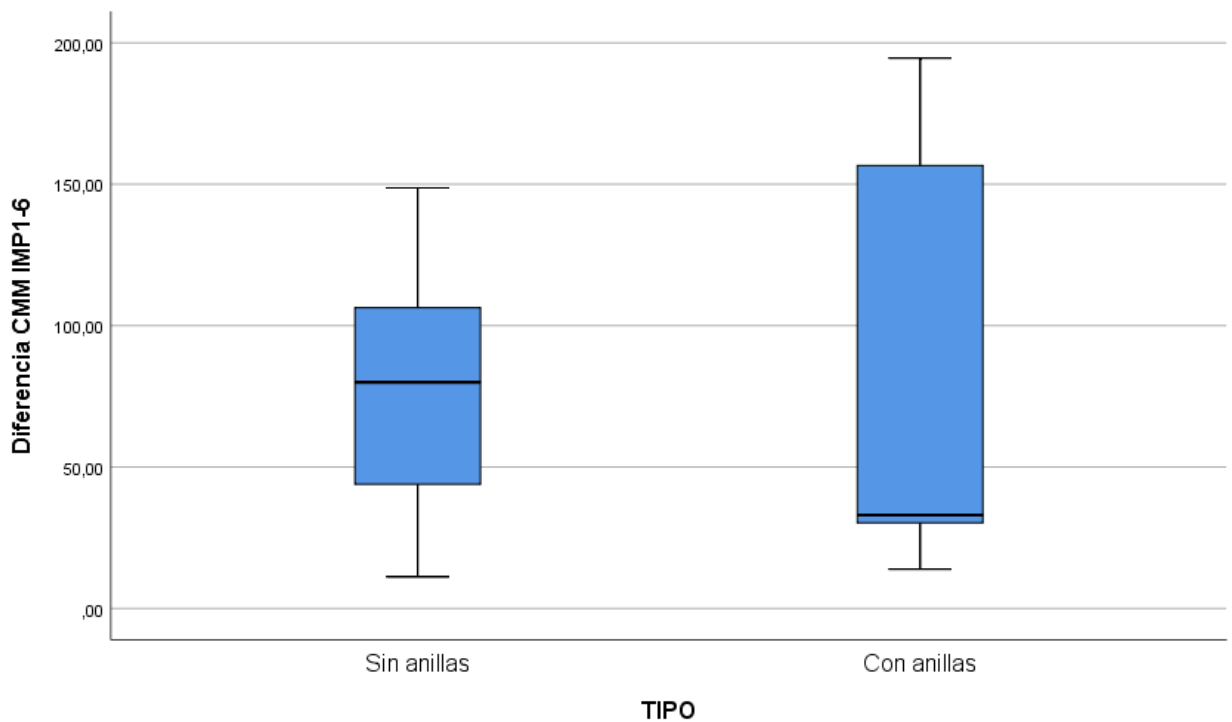
	TIPO	Estadístico	Desv. Error	
Diferencia IMP1-6	Sin anillas	Media	80,3600	14,06352
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 48,5461 Límite superior 112,1739	
		Media recortada al 5%	80,4056	
		Mediana	79,9500	
		Varianza	1977,825	
		Desv. Desviación	44,47274	
		Mínimo	11,20	
		Máximo	148,70	
		Rango	137,50	
		Rango intercuartil	74,35	
	Asimetría	-,024	,687	
	Curtosis	-,687	1,334	
	Con anillas	Media	71,7500	22,05682
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 21,8540 Límite superior 121,6460	
		Media recortada al 5%	68,1389	
		Mediana	33,0500	
		Varianza	4865,034	
		Desv. Desviación	69,74979	
		Mínimo	13,90	
		Máximo	194,60	
Rango		180,70		
Rango intercuartil		128,90		
Asimetría	1,081	,687		
Curtosis	-,860	1,334		

Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia CMM	Sin anillas	,152	10	,200*	,968	10	,869
IMP1-6	Con anillas	,397	10	,000	,711	10	,001

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

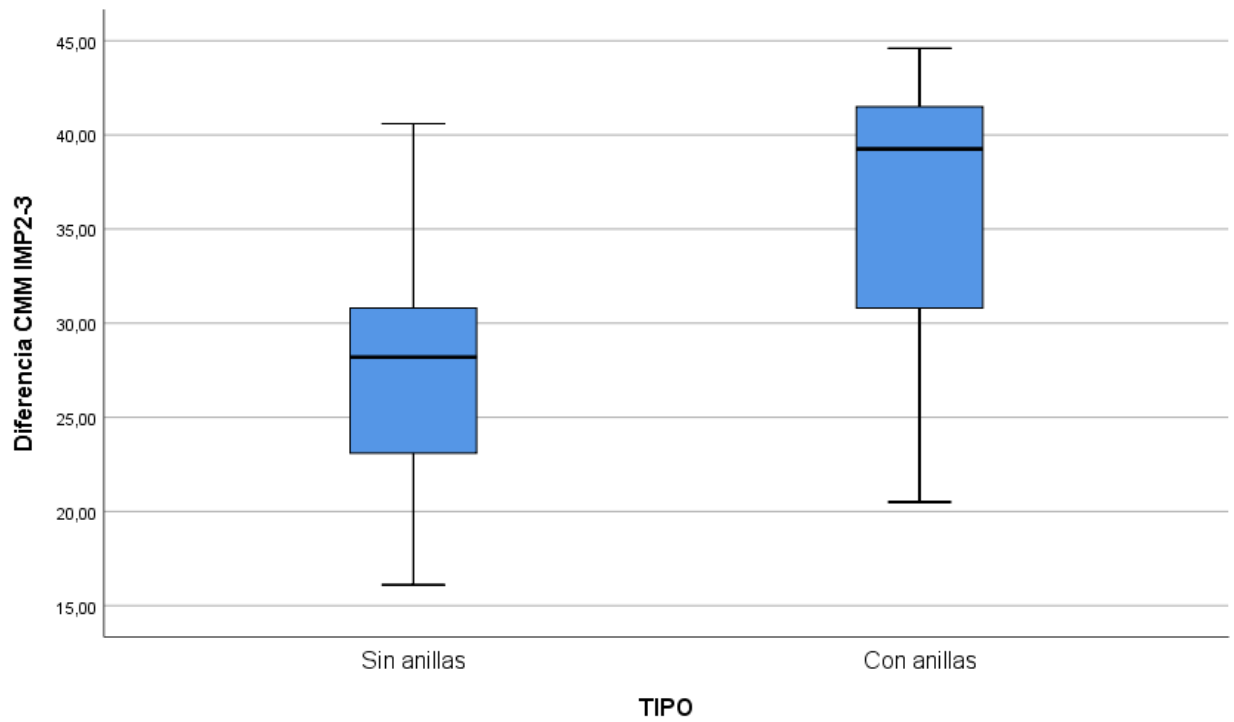
		TIPO	Estadístico	Desv. Error
Diferencia IMP2-3	CMMSin anillas	Media	26,8900	2,29644
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 21,6951 Límite superior 32,0849	
		Media recortada al 5%	26,7278	
		Mediana	28,2000	
		Varianza	52,737	
		Desv. Desviación	7,26199	
		Mínimo	16,10	
		Máximo	40,60	
		Rango	24,50	
		Rango intercuartil	9,55	
		Asimetría	,086	,687
		Curtosis	,552	1,334
		Con anillas	Media	35,5400
	95% de intervalo de confianza para la media		Límite inferior 29,6926 Límite superior 41,3874	
	Media recortada al 5%		35,8722	
	Mediana		39,2500	
	Varianza		66,816	
	Desv. Desviación		8,17411	
	Mínimo		20,50	
	Máximo		44,60	
	Rango		24,10	
	Rango intercuartil		12,48	
	Asimetría	-,785	,687	
Curtosis	-,655	1,334		

Pruebas de normalidad

		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia IMP2-3	CMMSin anillas	,167	10	,200*	,934	10	,492
	Con anillas	,255	10	,064	,893	10	,185

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

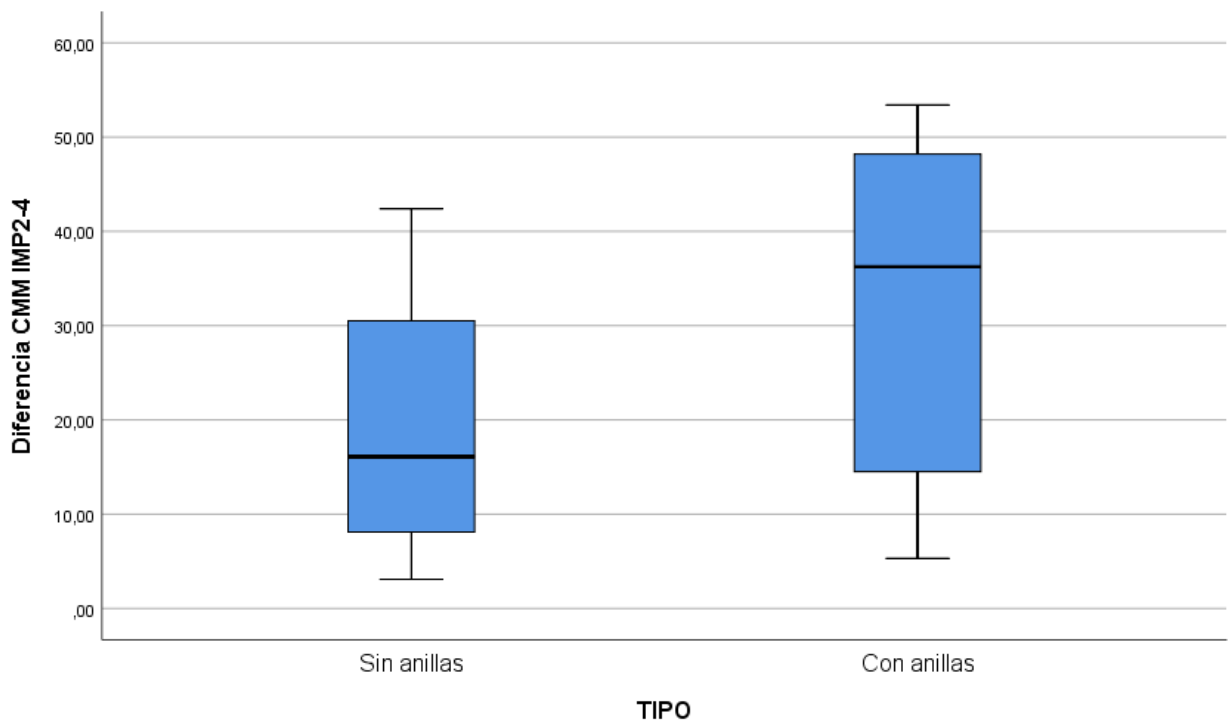
	TIPO		Estadístico	Desv. Error
Diferencia IMP2-4	CMMSin anillas	Media	18,8200	4,16413
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior: 9,4001 Límite superior: 28,2399	
		Media recortada al 5%	18,3833	
		Mediana	16,1000	
		Varianza	173,400	
		Desv. Desviación	13,16813	
		Mínimo	3,10	
		Máximo	42,40	
		Rango	39,30	
		Rango intercuartil	23,72	
	Asimetría	,470	,687	
	Curtosis	-,821	1,334	
	Con anillas	Media	32,2400	5,96041
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior: 18,7566 Límite superior: 45,7234	
		Media recortada al 5%	32,5611	
		Mediana	36,2500	
		Varianza	355,265	
		Desv. Desviación	18,84847	
		Mínimo	5,30	
		Máximo	53,40	
Rango		48,10		
Rango intercuartil		35,62		
Asimetría	-,221	,687		
Curtosis	-1,922	1,334		

Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia	CMMSin anillas	,171	10	,200*	,940	10	,556
IMP2-4	Con anillas	,211	10	,200*	,871	10	,103

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

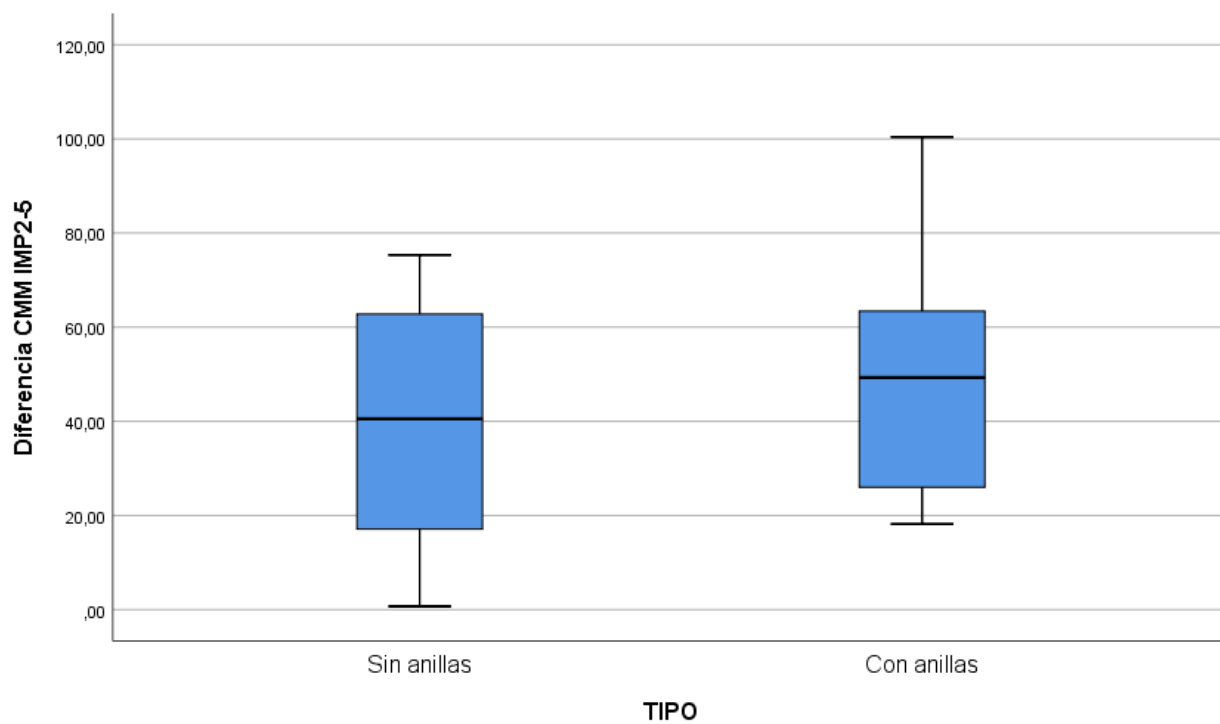
		TIPO	Estadístico	Desv. Error
Diferencia IMP2-5	Sin anillas	Media	39,2900	8,01196
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 21,1657 Límite superior 57,4143	
		Media recortada al 5%	39,4333	
		Mediana	40,5500	
		Varianza	641,914	
		Desv. Desviación	25,33603	
		Mínimo	,70	
		Máximo	75,30	
		Rango	74,60	
		Rango intercuartil	47,40	
		Asimetría	-,023	,687
		Curtosis	-1,355	1,334
		Con anillas	Media	51,1100
	95% de intervalo de confianza para la media		Límite inferior 30,5233 Límite superior 71,6967	
	Media recortada al 5%		50,2000	
	Mediana		49,3000	
	Varianza		828,185	
	Desv. Desviación		28,77821	
	Mínimo		18,20	
	Máximo		100,40	
	Rango		82,20	
	Rango intercuartil		45,35	
	Asimetría		,509	,687
	Curtosis		-,942	1,334

Pruebas de normalidad

		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia IMP2-5	Sin anillas	,180	10	,200*	,946	10	,619
	Con anillas	,183	10	,200*	,914	10	,306

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

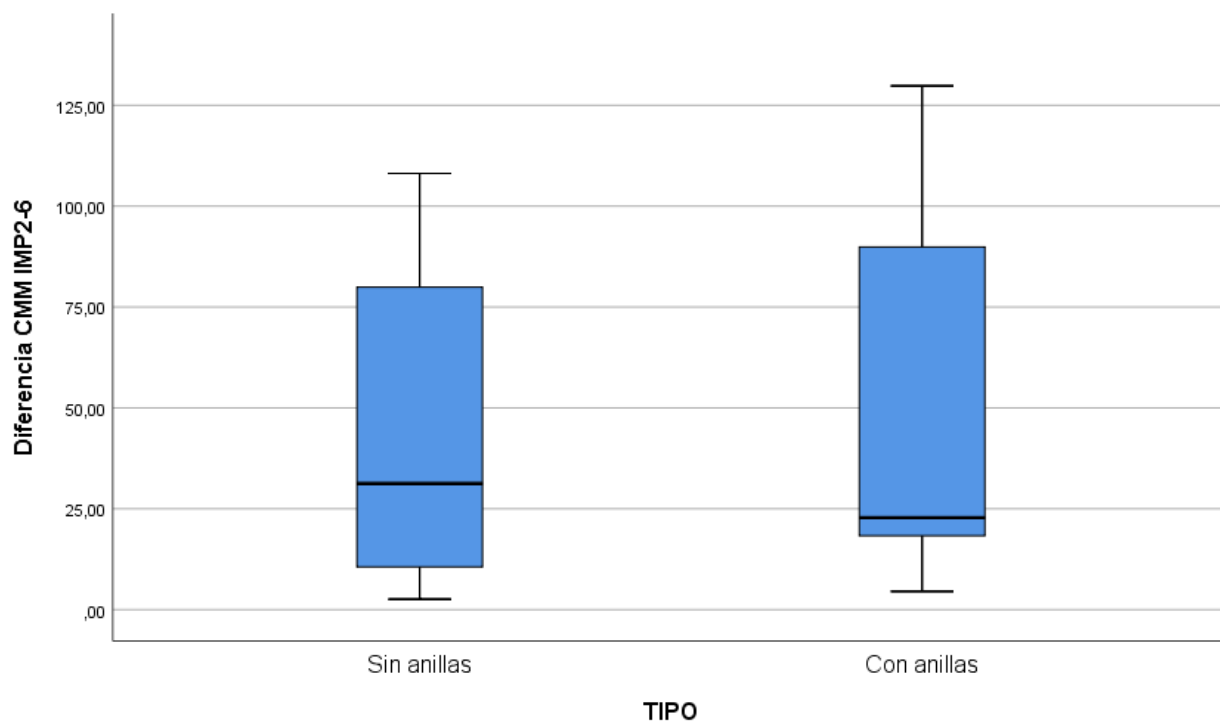
		TIPO	Estadístico	Desv. Error
Diferencia IMP2-6	CMMSin anillas	Media	45,5300	12,82253
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 16,5234 Límite superior 74,5366	
		Media recortada al 5%	44,4389	
		Mediana	31,2500	
		Varianza	1644,173	
		Desv. Desviación	40,54841	
		Mínimo	2,60	
		Máximo	108,10	
		Rango	105,50	
		Rango intercuartil	77,00	
		Asimetría	,583	,687
		Curtosis	-1,324	1,334
	Con anillas	Media	47,1700	14,57706
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 14,1944 Límite superior 80,1456	
		Media recortada al 5%	44,9500	
		Mediana	22,8000	
		Varianza	2124,907	
		Desv. Desviación	46,09671	
		Mínimo	4,50	
		Máximo	129,80	
		Rango	125,30	
		Rango intercuartil	79,45	
		Asimetría	1,036	,687
		Curtosis	-,634	1,334

Pruebas de normalidad

		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia IMP2-6	CMMSin anillas	,189	10	,200*	,880	10	,132
	Con anillas	,282	10	,023	,805	10	,017

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

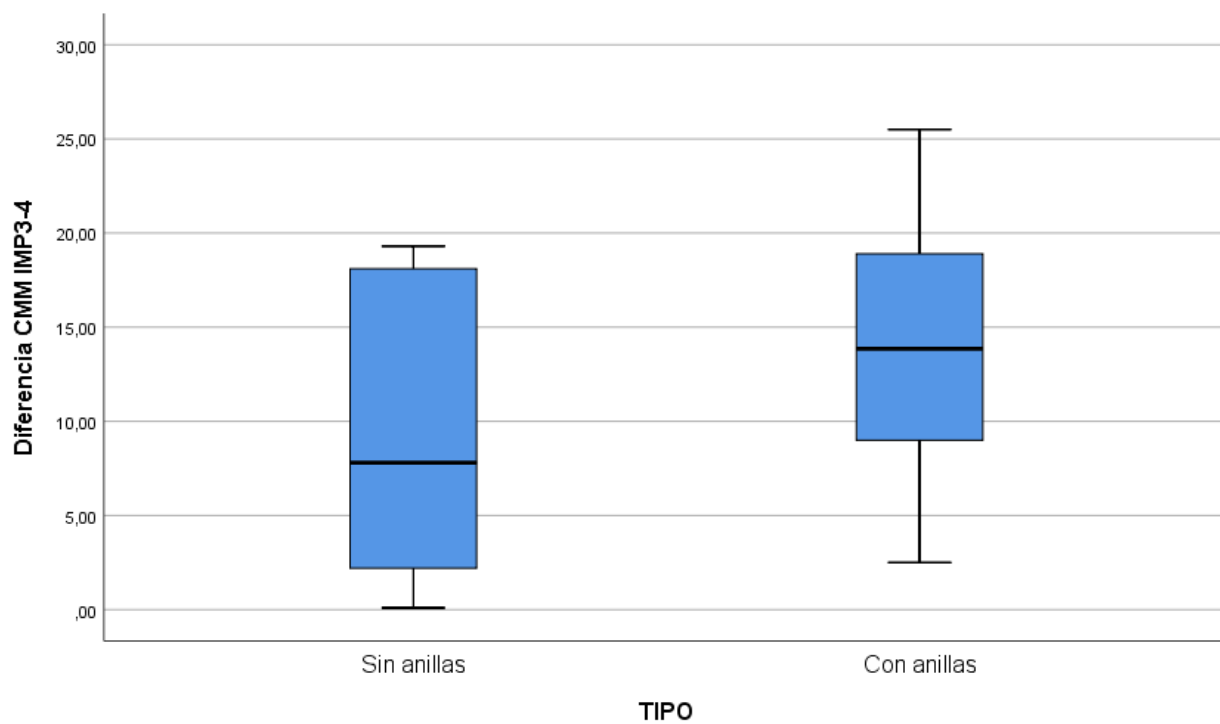
		TIPO	Estadístico	Desv. Error
Diferencia IMP3-4	CMMSin anillas	Media	9,1300	2,34089
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 3,8345 Límite superior 14,4255	
		Media recortada al 5%	9,0667	
		Mediana	7,8000	
		Varianza	54,798	
		Desv. Desviación	7,40256	
		Mínimo	,10	
		Máximo	19,30	
		Rango	19,20	
		Rango intercuartil	16,43	
		Asimetría	,355	,687
		Curtosis	-1,435	1,334
		Con anillas	Media	14,1800
	95% de intervalo de confianza para la media		Límite inferior 8,7136 Límite superior 19,6464	
	Media recortada al 5%		14,2000	
	Mediana		13,8500	
	Varianza		58,393	
	Desv. Desviación		7,64152	
	Mínimo		2,50	
	Máximo		25,50	
	Rango		23,00	
	Rango intercuartil		12,35	
	Asimetría	-,187	,687	
Curtosis	-,747	1,334		

Pruebas de normalidad

		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia IMP3-4	CMMSin anillas	,187	10	,200*	,888	10	,163
	Con anillas	,159	10	,200*	,955	10	,728

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

		TIPO	Estadístico	Desv. Error
Diferencia IMP3-5	Sin anillas	Media	24,3300	5,67245
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 11,4980 Límite superior 37,1620	
		Media recortada al 5%	23,7167	
		Mediana	21,9500	
		Varianza	321,767	
		Desv. Desviación	17,93786	
		Mínimo	3,30	
		Máximo	56,40	
		Rango	53,10	
		Rango intercuartil	31,87	
		Asimetría	,467	,687
		Curtosis	-,892	1,334
	Con anillas	Media	26,1200	7,31356
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 9,5756 Límite superior 42,6644	
		Media recortada al 5%	26,1000	
		Mediana	24,5500	
		Varianza	534,882	
		Desv. Desviación	23,12751	
		Mínimo	1,00	
		Máximo	51,60	
		Rango	50,60	
		Rango intercuartil	45,32	
		Asimetría	,031	,687
		Curtosis	-2,435	1,334

Pruebas de normalidad

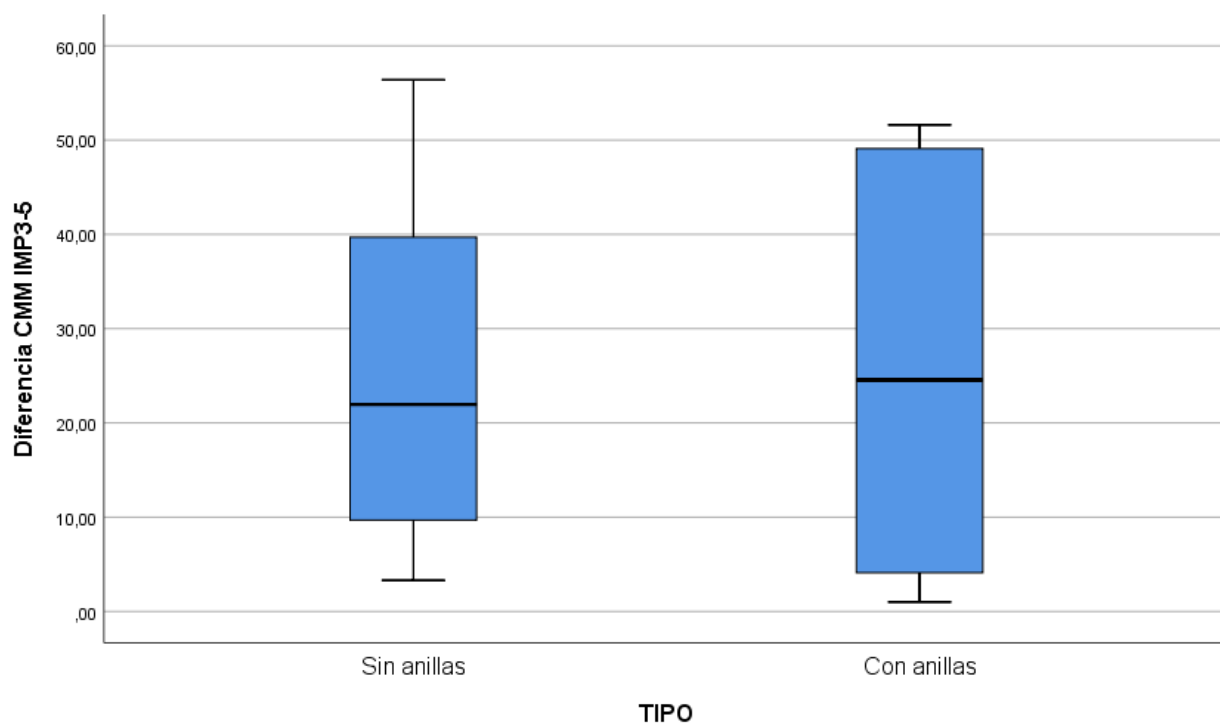
		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia IMP3-5	Sin anillas	,191	10	,200*	,933	10	,473
	Con anillas	,270	10	,037	,761	10	,005

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Descriptivos

	TIPO		Estadístico	Desv. Error
Diferencia IMP3-6	CMMSin anillas	Media	32,9800	7,13448
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 16,8407 Límite superior 49,1193	
		Media recortada al 5%	32,2889	
		Mediana	38,1000	
		Varianza	509,008	
		Desv. Desviación	22,56122	
		Mínimo	,40	
		Máximo	78,00	
		Rango	77,60	
		Rango intercuartil	32,35	
		Asimetría	,483	,687
		Curtosis	,512	1,334
		Con anillas	Media	29,7600
	95% de intervalo de confianza para la media		Límite inferior 16,8328 Límite superior 42,6872	
	Media recortada al 5%		28,9500	
	Mediana		23,9500	
	Varianza		326,563	
	Desv. Desviación		18,07104	
	Mínimo		9,40	
	Máximo		64,70	
Rango	55,30			
Rango intercuartil	30,20			
Asimetría	,936	,687		
Curtosis	-,110	1,334		

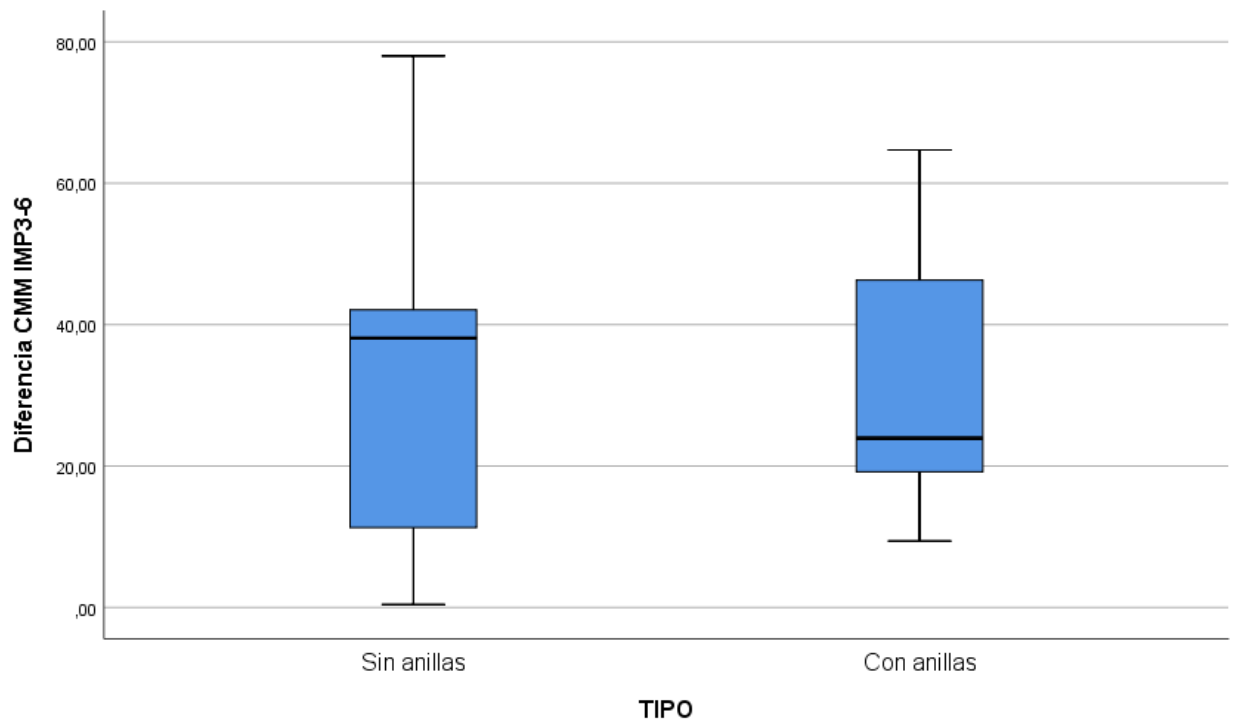


Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia CMM	Sin anillas	,171	10	,200*	,941	10	,567
IMP3-6	Con anillas	,308	10	,008	,876	10	,117

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

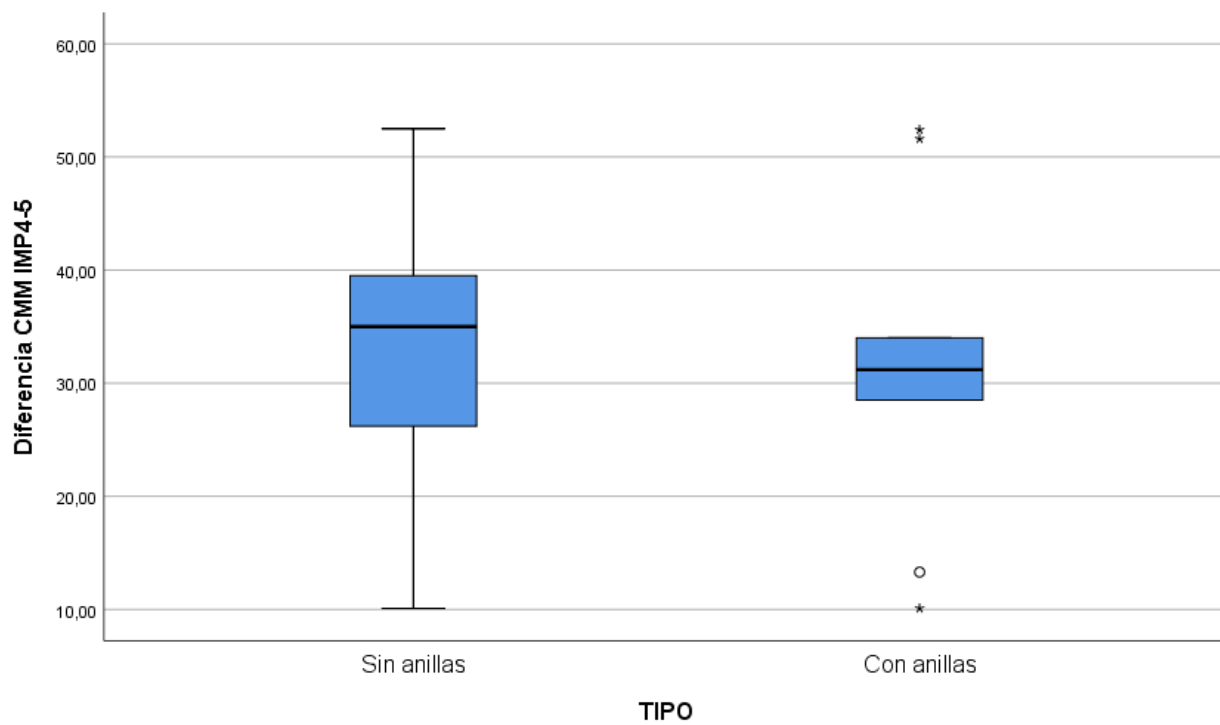
		TIPO	Estadístico	Desv. Error
Diferencia IMP4-5	CMMSin anillas	Media	32,8800	3,70875
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior: 24,4902 Límite superior: 41,2698	
		Media recortada al 5%	33,0556	
		Mediana	35,0000	
		Varianza	137,548	
		Desv. Desviación	11,72810	
		Mínimo	10,10	
		Máximo	52,50	
		Rango	42,40	
		Rango intercuartil	15,00	
		Asimetría	-,368	,687
		Curtosis	,765	1,334
		Con anillas	Media	31,4200
	95% de intervalo de confianza para la media		Límite inferior: 21,7428 Límite superior: 41,0972	
	Media recortada al 5%		31,4389	
	Mediana		31,2000	
	Varianza		183,002	
	Desv. Desviación		13,52781	
	Mínimo		10,10	
	Máximo		52,40	
	Rango		42,30	
	Rango intercuartil		13,70	
	Asimetría		,101	,687
	Curtosis		,054	1,334

Pruebas de normalidad

		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia IMP4-5	CMMSin anillas	,158	10	,200*	,980	10	,964
	Con anillas	,224	10	,166	,887	10	,158

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

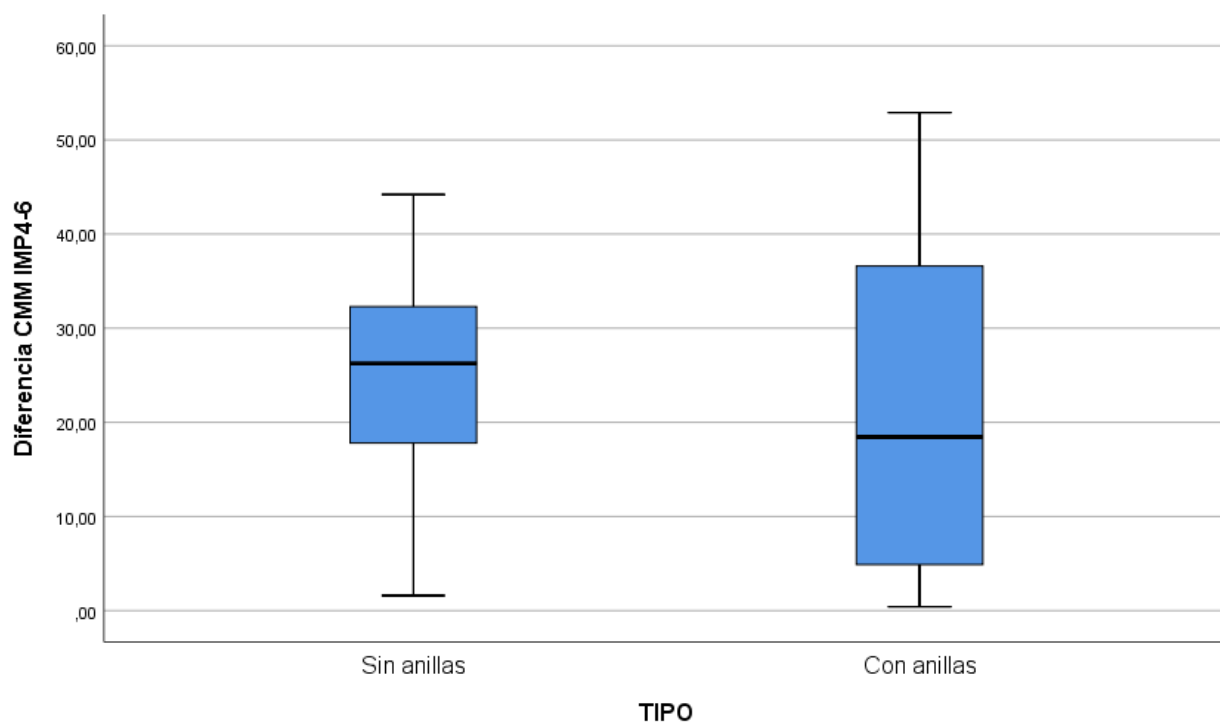
	TIPO		Estadístico	Desv. Error
Diferencia IMP4-6	CMMSin anillas	Media	24,7200	4,01936
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 15,6276 Límite superior 33,8124	
		Media recortada al 5%	24,9222	
		Mediana	26,2500	
		Varianza	161,553	
		Desv. Desviación	12,71035	
		Mínimo	1,60	
		Máximo	44,20	
		Rango	42,60	
		Rango intercuartil	17,27	
		Asimetría	-,356	,687
		Curtosis	-,207	1,334
		Con anillas	Media	22,0300
	95% de intervalo de confianza para la media		Límite inferior 9,1904 Límite superior 34,8696	
	Media recortada al 5%		21,5167	
	Mediana		18,4500	
	Varianza		322,149	
	Desv. Desviación		17,94851	
	Mínimo		,40	
	Máximo		52,90	
	Rango		52,50	
	Rango intercuartil		32,73	
	Asimetría	,390	,687	
Curtosis	-1,157	1,334		

Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia IMP4-6	CMMSin anillas	,120	10	,200*	,983	10	,979
	Con anillas	,170	10	,200*	,927	10	,419

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

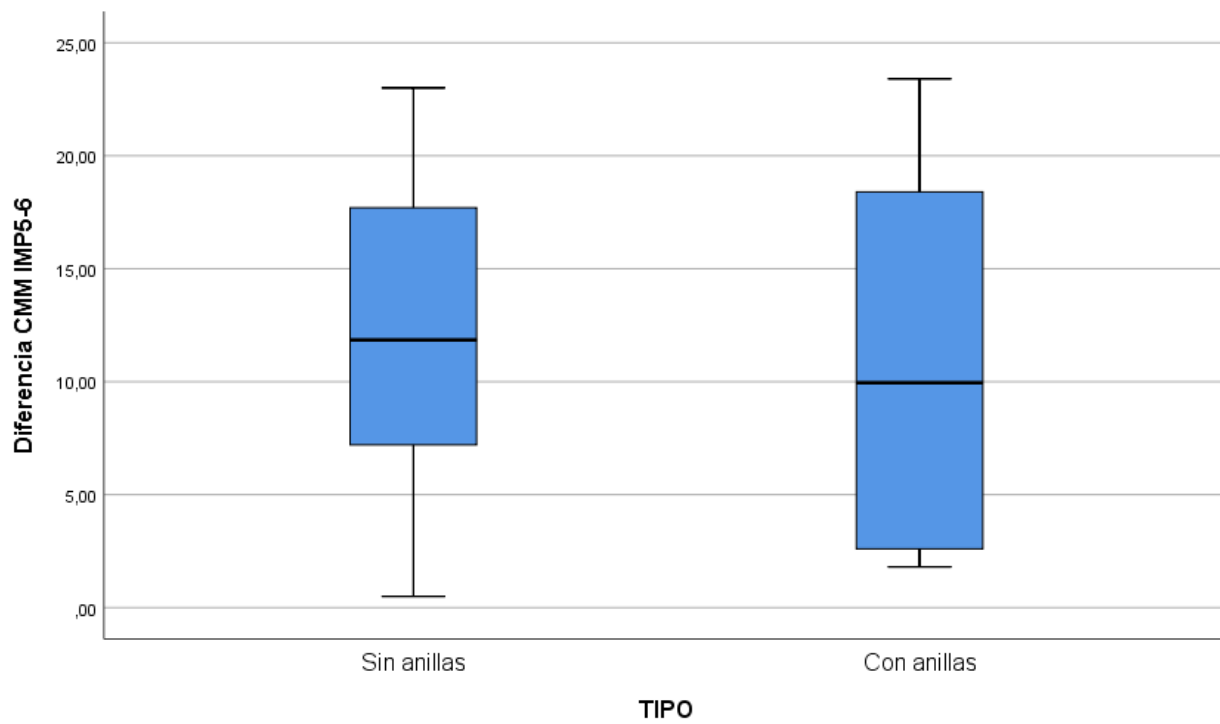
		TIPO	Estadístico	Desv. Error
Diferencia IMP5-6	CMMSin anillas	Media	11,8500	2,32786
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 6,5840 Límite superior 17,1160	
		Media recortada al 5%	11,8611	
		Mediana	11,8500	
		Varianza	54,189	
		Desv. Desviación	7,36135	
		Mínimo	,50	
		Máximo	23,00	
		Rango	22,50	
		Rango intercuartil	12,43	
		Asimetría	-,021	,687
		Curtosis	-,811	1,334
	Con anillas	Media	10,6800	2,65756
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 4,6682 Límite superior 16,6918	
		Media recortada al 5%	10,4667	
		Mediana	9,9500	
		Varianza	70,626	
		Desv. Desviación	8,40394	
		Mínimo	1,80	
		Máximo	23,40	
		Rango	21,60	
		Rango intercuartil	17,05	
		Asimetría	,527	,687
		Curtosis	-1,258	1,334

Pruebas de normalidad

		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia IMP5-6	CMMSin anillas	,111	10	,200*	,971	10	,900
	Con anillas	,187	10	,200*	,873	10	,108

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



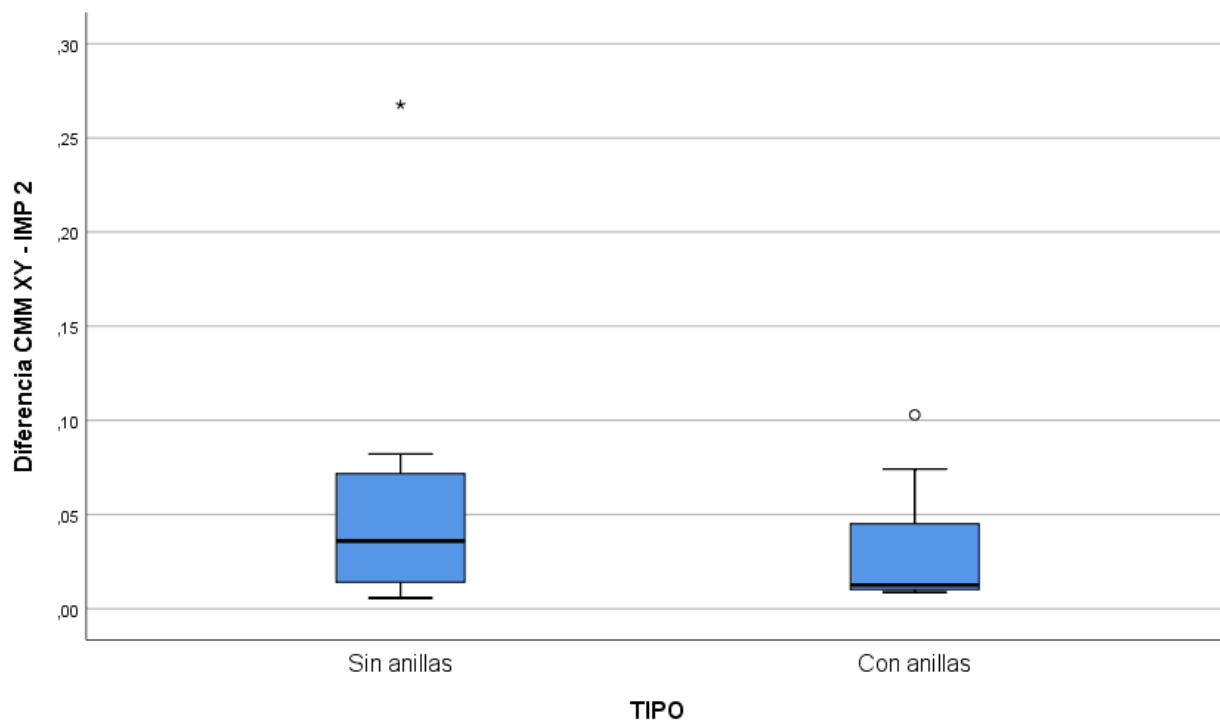
Descriptivos

		TIPO	Estadístico	Desv. Error
Diferencia CMM XY IMP 2	-Sin anillas	Media	,0614	,02456
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior ,0059 Límite superior ,1170	
		Media recortada al 5%	,0531	
		Mediana	,0359	
		Varianza	,006	
		Desv. Desviación	,07767	
		Mínimo	,01	
		Máximo	,27	
		Rango	,26	
		Rango intercuartil	,06	
		Asimetría	2,442	,687
		Curtosis	6,654	1,334
	Con anillas	Media	,0316	,01040
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior ,0080 Límite superior ,0551	
		Media recortada al 5%	,0289	
		Mediana	,0126	
		Varianza	,001	
		Desv. Desviación	,03290	
		Mínimo	,01	
		Máximo	,10	
		Rango	,09	
		Rango intercuartil	,04	
Asimetría	1,507	,687		
Curtosis	1,331	1,334		

Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia CMM XY IMP 2	-Sin anillas	,295	10	,014	,690	10	,001
	Con anillas	,302	10	,010	,748	10	,003

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

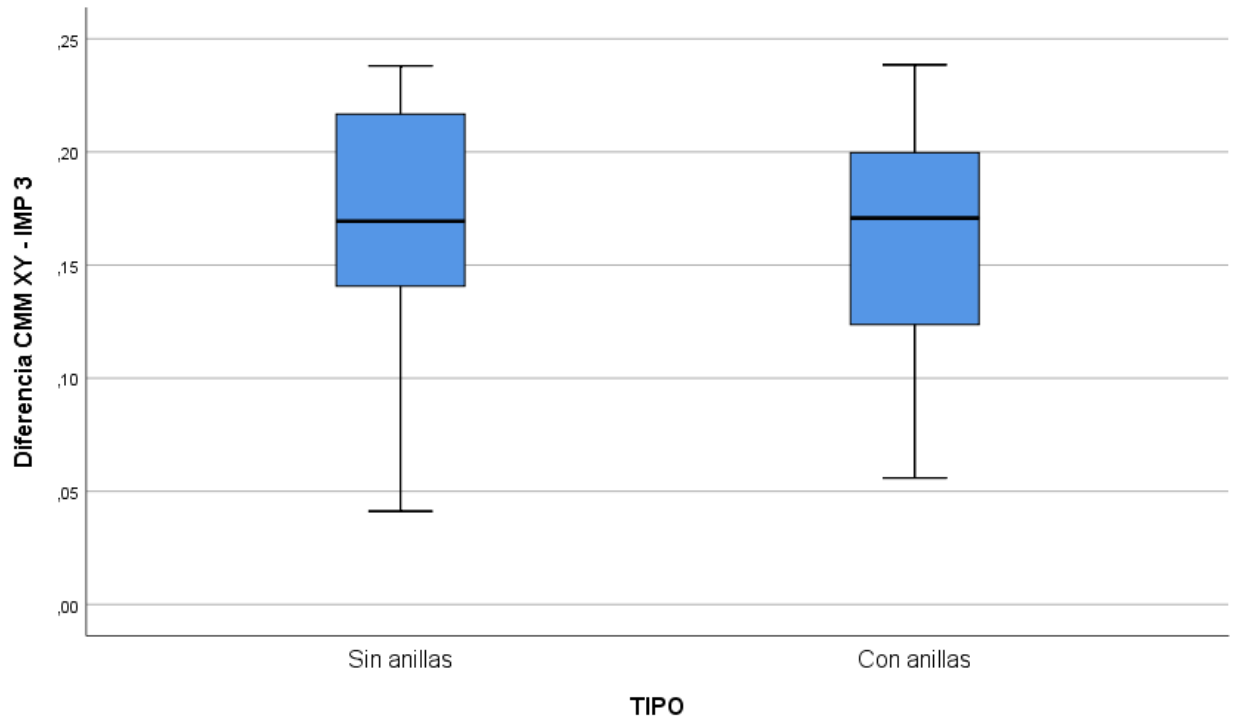
	TIPO		Estadístico	Desv. Error
Diferencia CMM XY IMP 3	-Sin anillas	Media	,1584	,02072
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior ,1116 Límite superior ,2053	
		Media recortada al 5%	,1605	
		Mediana	,1694	
		Varianza	,004	
		Desv. Desviación	,06552	
		Mínimo	,04	
		Máximo	,24	
		Rango	,20	
		Rango intercuartil	,10	
	Asimetría	-,771	,687	
	Curtosis	-,158	1,334	
	Con anillas	Media	,1588	,01839
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior ,1172 Límite superior ,2004	
		Media recortada al 5%	,1601	
		Mediana	,1708	
		Varianza	,003	
		Desv. Desviación	,05816	
		Mínimo	,06	
		Máximo	,24	
Rango		,18		
Rango intercuartil		,09		
Asimetría	-,507	,687		
Curtosis	-,708	1,334		

Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia CMM XY IMP 3	-Sin anillas	,193	10	,200*	,911	10	,285
	Con anillas	,255	10	,065	,923	10	,382

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

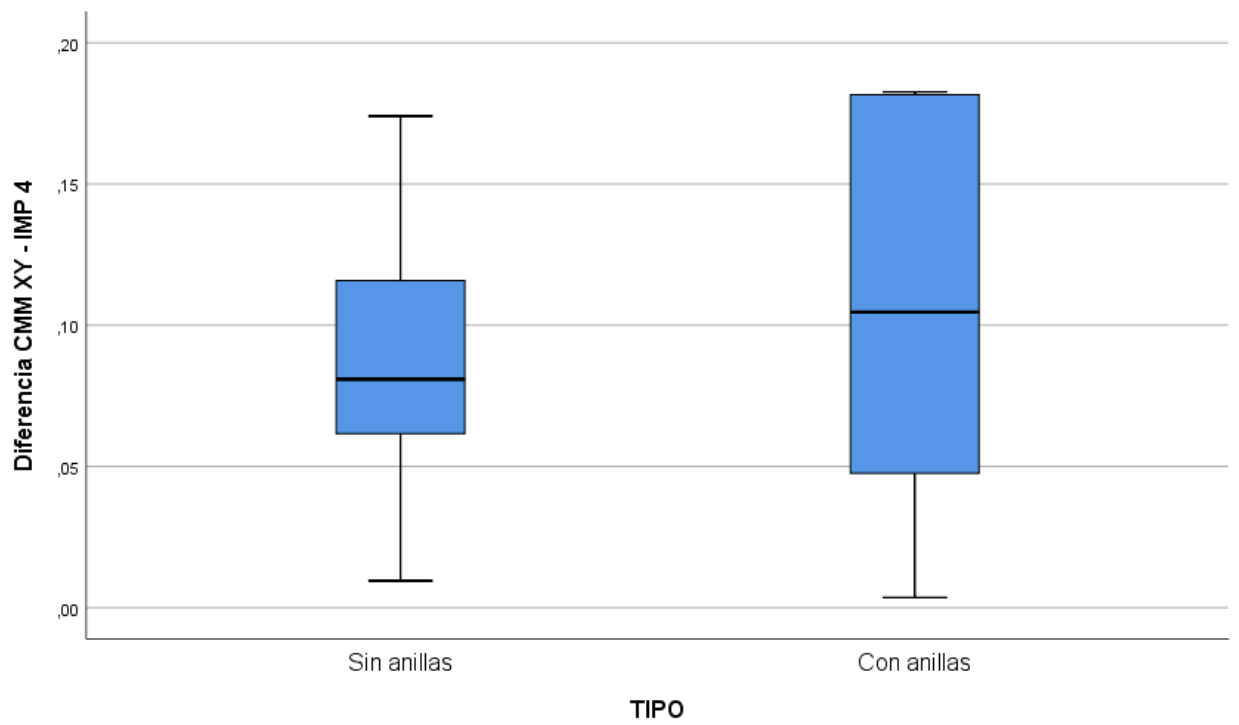
	TIPO		Estadístico	Desv. Error
Diferencia CMM XY IMP 4	-Sin anillas	Media	,0883	,01440
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior ,0557 Límite superior ,1209	
		Media recortada al 5%	,0879	
		Mediana	,0809	
		Varianza	,002	
		Desv. Desviación	,04554	
		Mínimo	,01	
		Máximo	,17	
		Rango	,16	
		Rango intercuartil	,06	
		Asimetría	,298	,687
		Curtosis	,671	1,334
		Con anillas	Media	,1066
	95% de intervalo de confianza para la media		Límite inferior ,0577 Límite superior ,1554	
	Media recortada al 5%		,1081	
	Mediana		,1046	
	Varianza		,005	
	Desv. Desviación		,06828	
	Mínimo		,00	
	Máximo		,18	
	Rango		,18	
	Rango intercuartil		,14	
Asimetría	-,203	,687		
Curtosis	-1,547	1,334		

Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia CMM XY IMP 4	-Sin anillas	,172	10	,200*	,967	10	,863
	Con anillas	,183	10	,200*	,901	10	,223

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

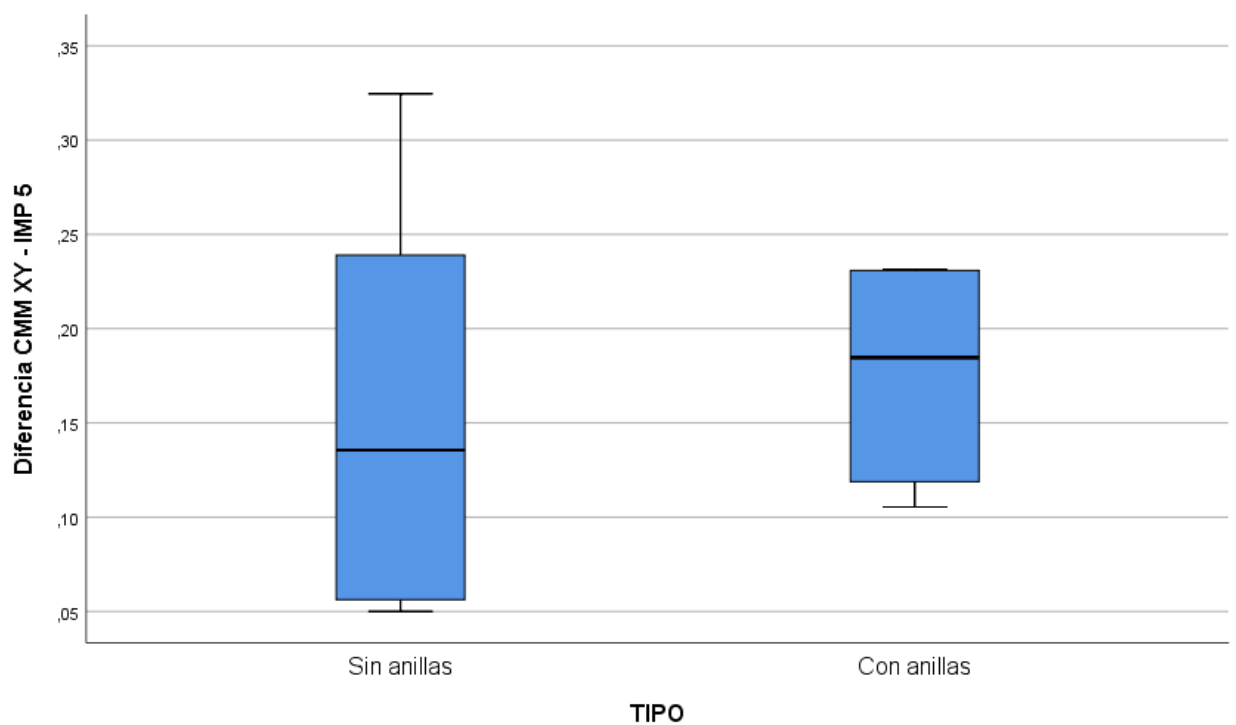
	TIPO	Estadístico	Desv. Error	
Diferenci Sin anillas a CMM XY - IMP 5	Media	,1535	,03195	
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	,0812	
		Límite superior	,2258	
	Media recortada al 5%	,1497		
	Mediana	,1356		
	Varianza	,010		
	Desv. Desviación	,10104		
	Mínimo	,05		
	Máximo	,32		
	Rango	,27		
	Rango intercuartil	,19		
	Asimetría	,488	,687	
	Curtosis	-1,315	1,334	
	Con anillas	Media	,1762	,01575
95% de intervalo de confianza para la media		Límite inferior	,1406	
		Límite superior	,2119	
Media recortada al 5%		,1771		
Mediana		,1847		
Varianza		,002		
Desv. Desviación		,04981		
Mínimo		,11		
Máximo		,23		
Rango		,13		
Rango intercuartil		,11		
Asimetría		-,369	,687	
Curtosis		-1,423	1,334	

Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia CMM XY - IMP 5	Sin anillas	,232	10	,135	,884	10	,145
	Con anillas	,175	10	,200*	,875	10	,113

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

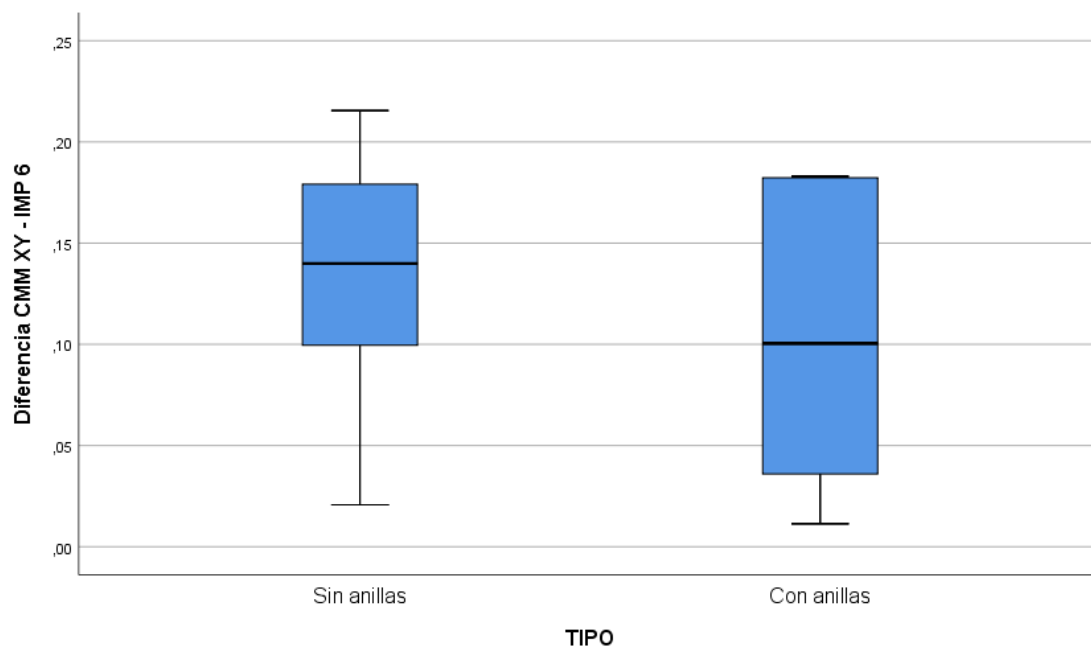
		TIPO	Estadístico	Desv. Error	
Diferencia CMM XY IMP 6	-Sin anillas	Media	,1344	,01893	
		95% de intervalo de confianza para la media	del Límite inferior para la Límite superior	,0915 ,1772	
		Media recortada al 5%	,1362		
		Mediana	,1399		
		Varianza	,004		
		Desv. Desviación	,05986		
		Mínimo	,02		
		Máximo	,22		
		Rango	,19		
		Rango intercuartil	,09		
	Asimetría	-,541	,687		
	Curtosis	-,049	1,334		
	Con anillas	Media	,1000	,02134	
		95% de intervalo de confianza para la media	del Límite inferior para la Límite superior	,0518 ,1483	
		Media recortada al 5%	,1004		
		Mediana	,1005		
		Varianza	,005		
		Desv. Desviación	,06749		
		Mínimo	,01		
		Máximo	,18		
Rango		,17			
Rango intercuartil		,15			
Asimetría	,045	,687			
Curtosis	-1,507	1,334			

Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia CMM XY IMP 6	-Sin anillas	,115	10	,200*	,974	10	,924
	Con anillas	,189	10	,200*	,894	10	,189

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

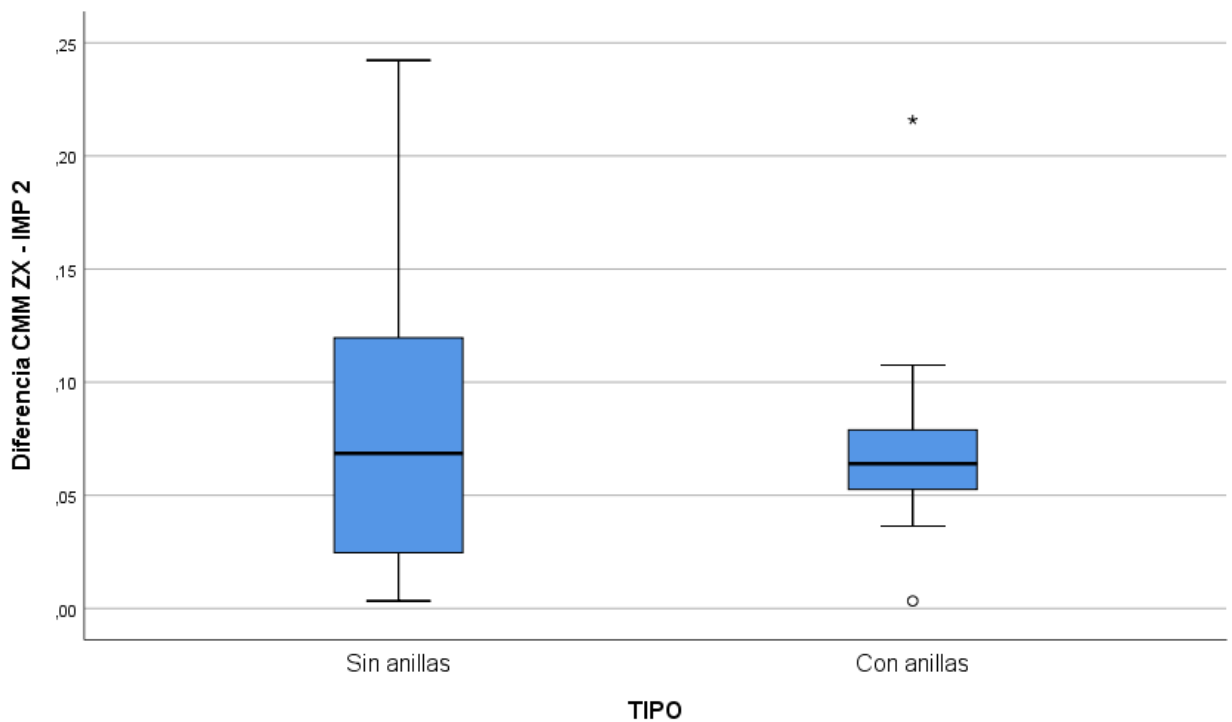
	TIPO		Estadístico	Desv. Error
Diferencia CMM ZX - IMP 2	Sin anillas	Media	,0800	,02234
		95% de intervalo de confianza para la media inferior	Límite inferior ,0294	
		Límite superior	,1305	
		Media recortada al 5%	,0752	
		Mediana	,0686	
		Varianza	,005	
		Desv. Desviación	,07064	
		Mínimo	,00	
		Máximo	,24	
		Rango	,24	
	Rango intercuartil	,10		
	Asimetría	1,358	,687	
	Curtosis	2,379	1,334	
	Con anillas	Media	,0740	,01791
		95% de intervalo de confianza para la media inferior	Límite inferior ,0335	
		Límite superior	,1145	
		Media recortada al 5%	,0701	
		Mediana	,0640	
		Varianza	,003	
		Desv. Desviación	,05664	
Mínimo		,00		
Máximo		,22		
Rango		,21		
Rango intercuartil	,04			
Asimetría	1,885	,687		
Curtosis	4,865	1,334		

Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístic o	gl	Sig.	Estadístic o	gl	Sig.
Diferencia CMM ZX - IMP 2	Sin anillas	,172	10	,200*	,885	10	,149
	Con anillas	,270	10	,038	,803	10	,016

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

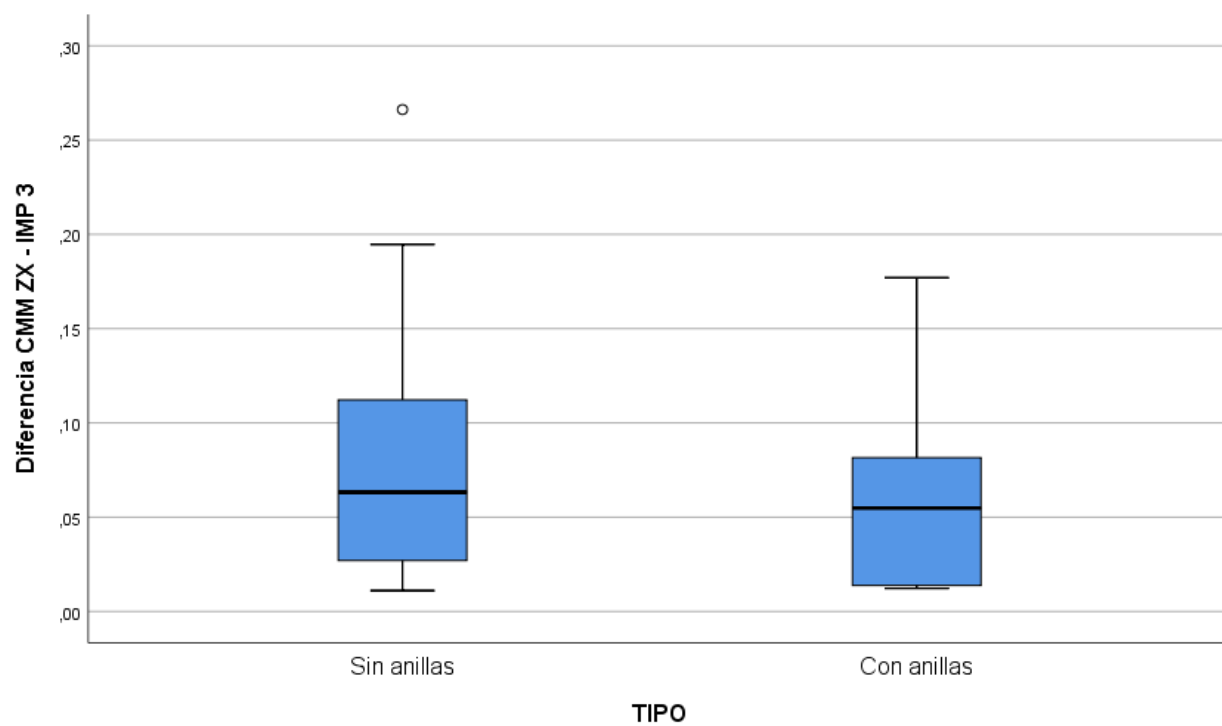
	TIPO	Estadístico	Desv. Error	
Diferencia CMM ZX - IMP 3	Sin anillas	Media	,0881	,02657
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior ,0280 Límite superior ,1482	
		Media recortada al 5%	,0825	
		Mediana	,0632	
		Varianza	,007	
		Desv. Desviación	,08403	
		Mínimo	,01	
		Máximo	,27	
		Rango	,26	
		Rango intercuartil	,11	
	Asimetría	1,304	,687	
	Curtosis	1,019	1,334	
	Con anillas	Media	,0614	,01707
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior ,0228 Límite superior ,1000	
		Media recortada al 5%	,0577	
		Mediana	,0549	
		Varianza	,003	
		Desv. Desviación	,05397	
		Mínimo	,01	
		Máximo	,18	
Rango		,16		
Rango intercuartil		,08		
Asimetría	1,106	,687		
Curtosis	,969	1,334		

Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia CMM ZX - IMP 3	Sin anillas	,187	10	,200*	,849	10	,057
	Con anillas	,189	10	,200*	,864	10	,086

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

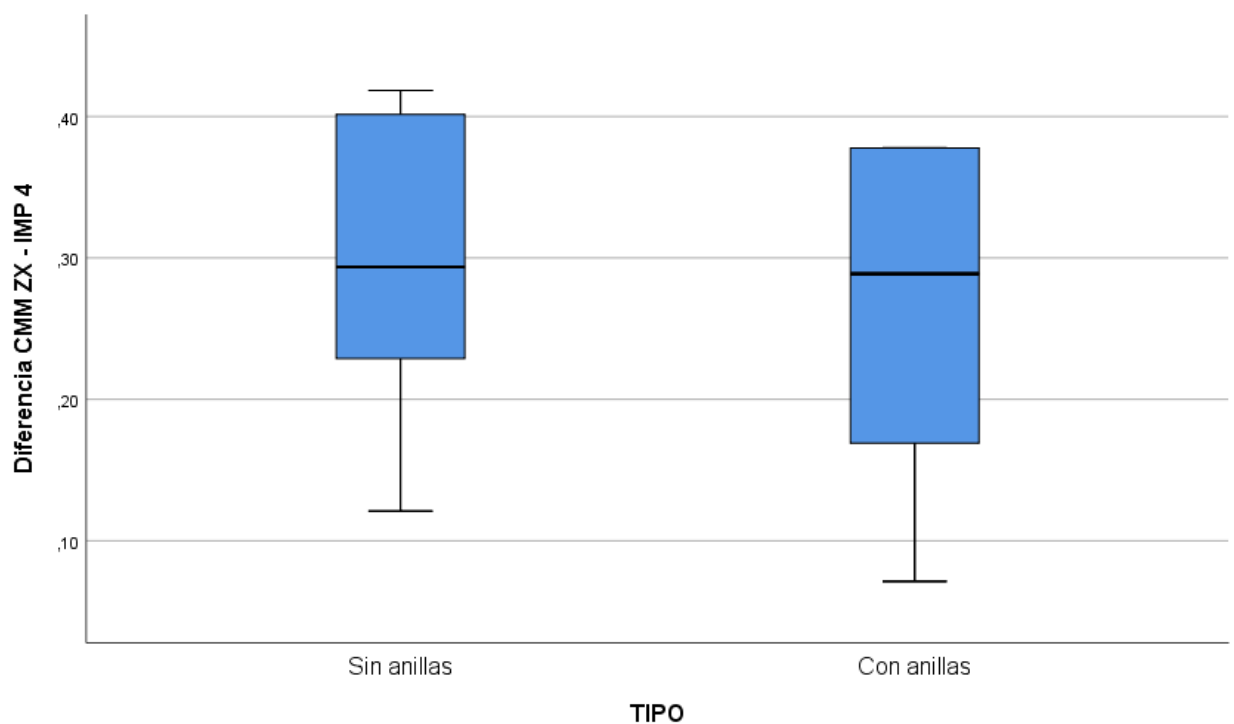
	TIPO	Estadístico	Desv. Error	
Diferencia CMM ZX -Sin anillas IMP 4	Media	,2921	,03217	
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior ,2193 Límite superior ,3649		
	Media recortada al 5%	,2946		
	Mediana	,2936		
	Varianza	,010		
	Desv. Desviación	,10173		
	Mínimo	,12		
	Máximo	,42		
	Rango	,30		
	Rango intercuartil	,19		
	Asimetría	-,333	,687	
	Curtosis	-,842	1,334	
	Con anillas	Media	,2626	,03675
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior ,1794 Límite superior ,3457	
		Media recortada al 5%	,2668	
		Mediana	,2888	
		Varianza	,014	
		Desv. Desviación	,11623	
		Mínimo	,07	
		Máximo	,38	
Rango		,31		
Rango intercuartil		,22		
Asimetría		-,547	,687	
Curtosis		-1,256	1,334	

Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia ZX - IMP 4	CMMSin anillas	,159	10	,200*	,940	10	,549
	Con anillas	,201	10	,200*	,882	10	,138

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

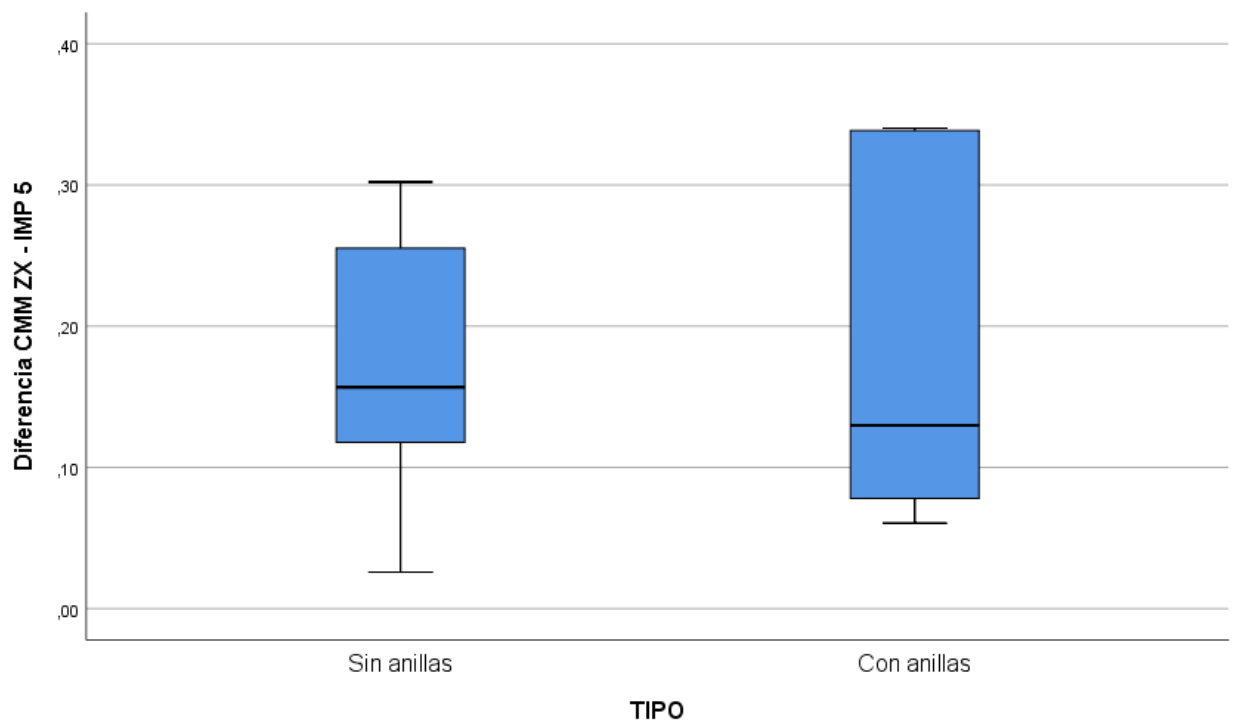
	TIPO	Estadístico	Desv. Error		
Diferencia CMM Z - IMP 5	Sin anillas	Media	,1736	,02945	
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior ,1070 Límite superior ,2402		
		Media recortada al 5%	,1747		
		Mediana	,1568		
		Varianza	,009		
		Desv. Desviación	,09312		
		Mínimo	,03		
		Máximo	,30		
		Rango	,28		
		Rango intercuartil	,16		
		Asimetría	,027	,687	
		Curtosis	-1,070	1,334	
	Con anillas		Media	,1816	,03653
			95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior ,0990 Límite superior ,2643	
		Media recortada al 5%	,1796		
		Mediana	,1298		
		Varianza	,013		
		Desv. Desviación	,11553		
		Mínimo	,06		
		Máximo	,34		
		Rango	,28		
		Rango intercuartil	,26		
		Asimetría	,647	,687	
		Curtosis	-1,491	1,334	

Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia ZX - IMP 5	CMMSin anillas	,150	10	,200*	,953	10	,705
	Con anillas	,262	10	,050	,813	10	,021

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

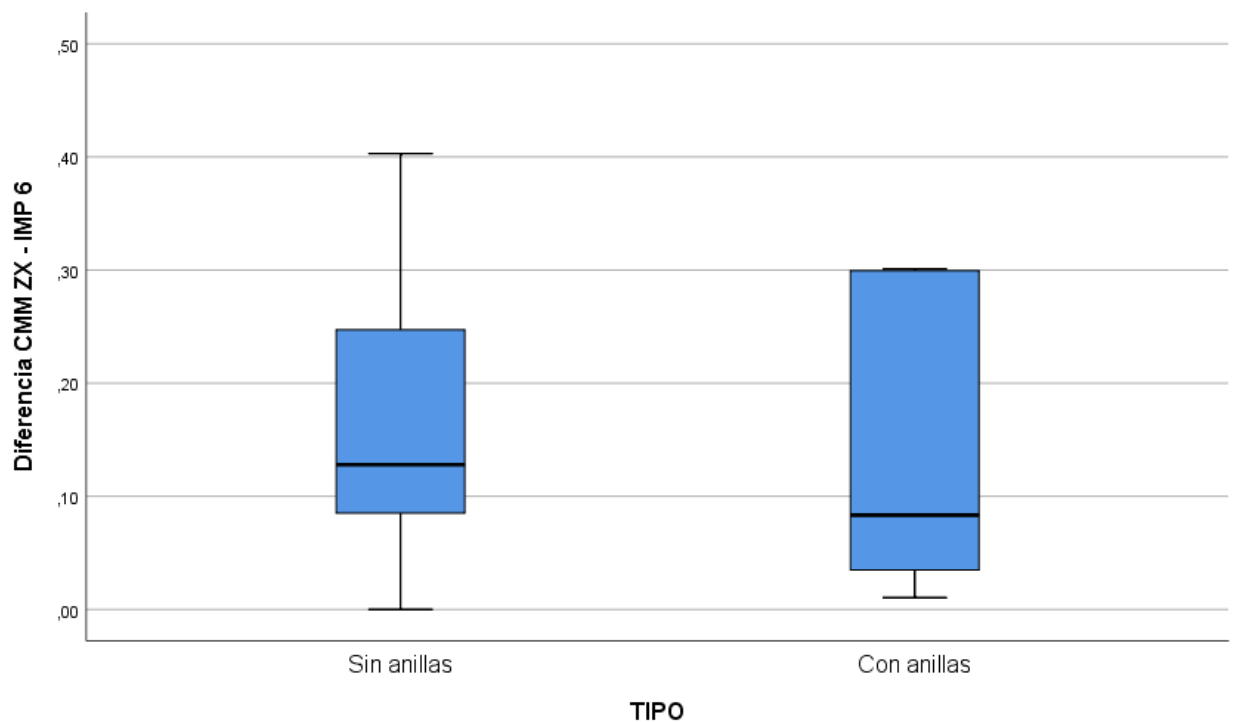
	TIPO	Estadístico	Desv. Error	
Diferencia CMM ZX -Sin anillas IMP 6	Media	,1625	,04101	
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior ,0697 Límite superior ,2553		
	Media recortada al 5%	,1582		
	Mediana	,1279		
	Varianza	,017		
	Desv. Desviación	,12970		
	Mínimo	,00		
	Máximo	,40		
	Rango	,40		
	Rango intercuartil	,20		
	Asimetría	,860	,687	
	Curtosis	-1,186	1,334	
	Con anillas	Media	,1316	,03898
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior ,0434 Límite superior ,2198	
		Media recortada al 5%	,1289	
		Mediana	,0833	
		Varianza	,015	
		Desv. Desviación	,12327	
		Mínimo	,01	
		Máximo	,30	
Rango		,29		
Rango intercuartil		,27		
Asimetría		,665	,687	
Curtosis		-1,506	1,334	

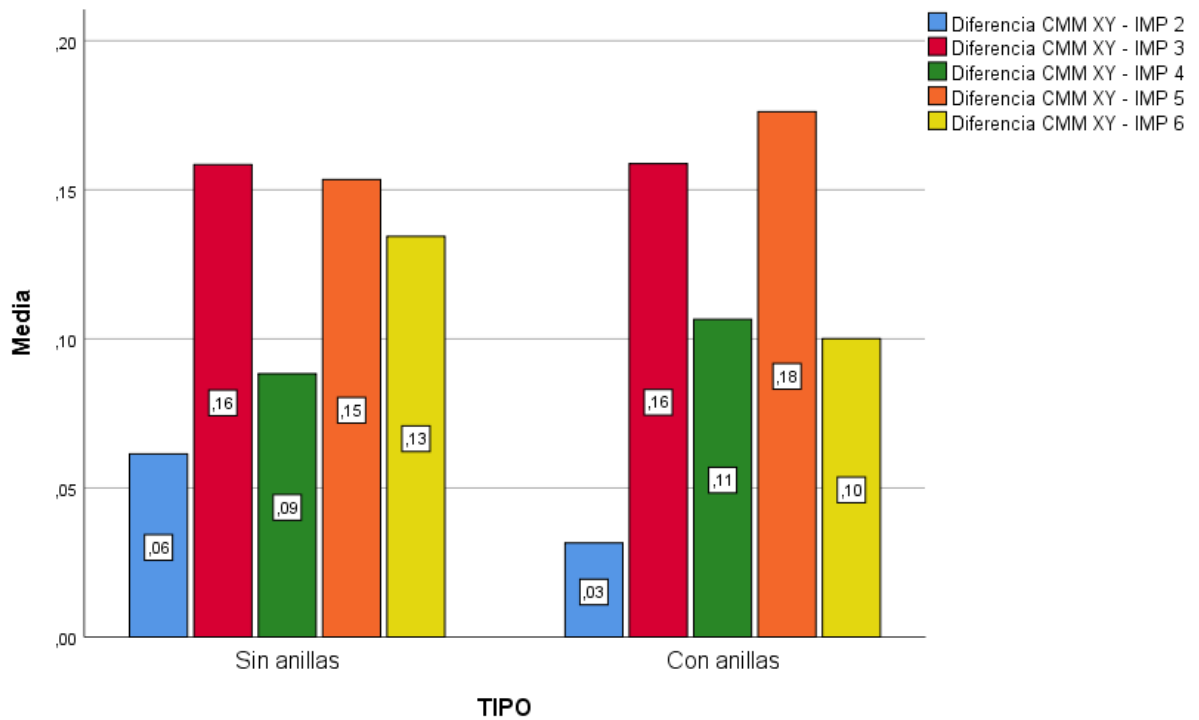
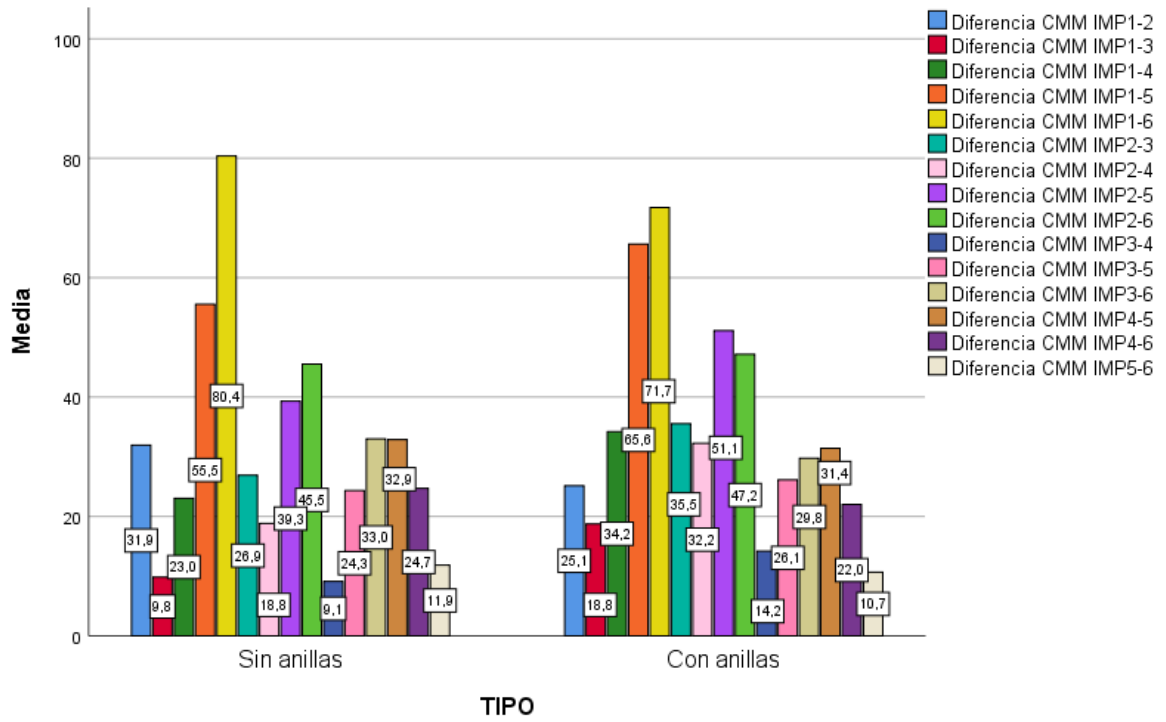
Pruebas de normalidad

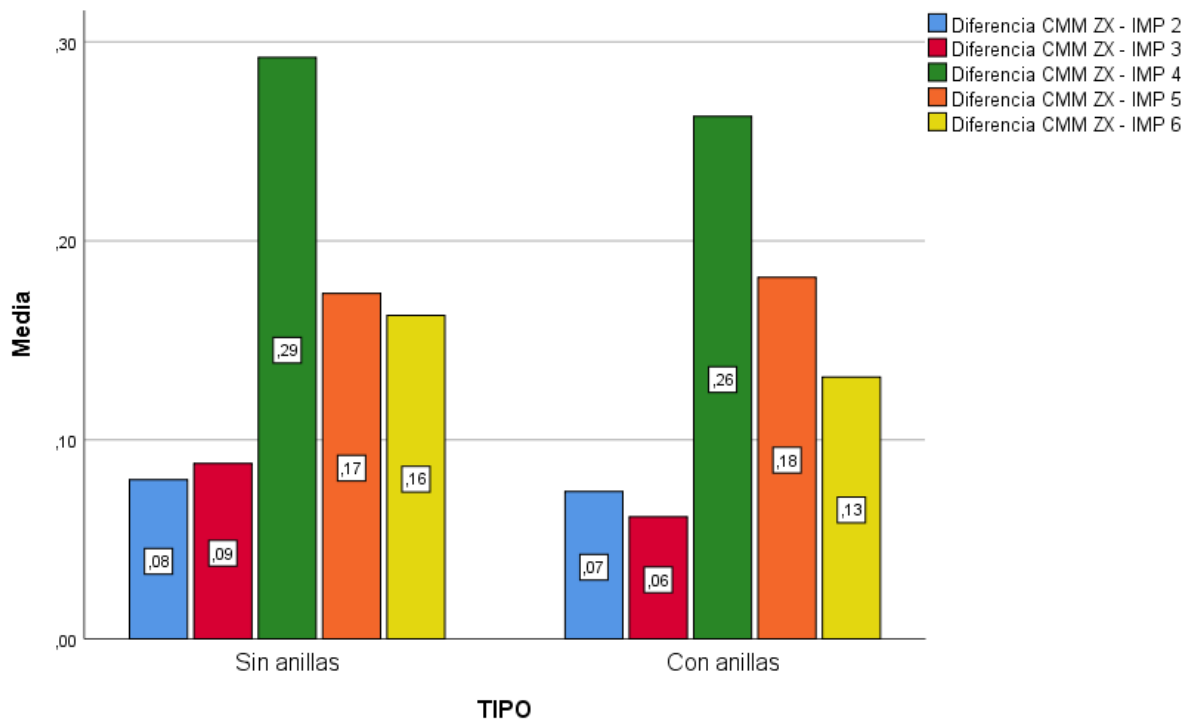
	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia CMM ZX - IMP 6	Sin anillas	,215	10	,200*	,917	10	,329
	Con anillas	,244	10	,094	,804	10	,016

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors







Estadísticos de prueba^a

	U de Mann- Whitney	W de Wilcoxon	Z	Sig. asintótica (bilateral)	Significación exacta [2*(sig. unilateral)]
Diferencia CMM IMP1-2	32,500	87,500	-1,323	,186	,190 ^b
Diferencia CMM IMP1-3	29,000	84,000	-1,589	,112	,123 ^b
Diferencia CMM IMP1-4	34,500	89,500	-1,172	,241	,247 ^b
Diferencia CMM IMP1-5	43,500	98,500	-,492	,623	,631 ^b
Diferencia CMM IMP1-6	42,500	97,500	-,567	,571	,579 ^b
Diferencia CMM IMP2-3	23,000	78,000	-2,044	,041	,043 ^b
Diferencia CMM IMP2-4	27,500	82,500	-1,702	,089	,089 ^b
Diferencia CMM IMP2-5	39,500	94,500	-,794	,427	,436 ^b
Diferencia CMM IMP2-6	48,000	103,000	-,151	,880	,912 ^b
Diferencia CMM IMP3-4	31,500	86,500	-1,400	,161	,165 ^b
Diferencia CMM IMP3-5	49,500	104,500	-,038	,970	,971 ^b
Diferencia CMM IMP3-6	48,000	103,000	-,151	,880	,912 ^b
Diferencia CMM IMP4-5	43,500	98,500	-,492	,623	,631 ^b
Diferencia CMM IMP4-6	44,500	99,500	-,416	,677	,684 ^b
Diferencia CMM IMP5-6	46,000	101,000	-,303	,762	,796 ^b
Diferencia CMM XY - IMP 2	40,500	95,500	-,719	,472	,481 ^b
Diferencia CMM XY - IMP 3	48,500	103,500	-,113	,910	,912 ^b
Diferencia CMM XY - IMP 4	40,500	95,500	-,719	,472	,481 ^b

Diferencia CMM XY - IMP 5	40,500	95,500	-,719	,472	,481 ^b
Diferencia CMM XY - IMP 6	35,500	90,500	-1,097	,273	,280 ^b
Diferencia CMM ZX - IMP 2	49,500	104,500	-,038	,970	,971 ^b
Diferencia CMM ZX - IMP 3	39,500	94,500	-,794	,427	,436 ^b
Diferencia CMM ZX - IMP 4	41,500	96,500	-,643	,520	,529 ^b
Diferencia CMM ZX - IMP 5	48,500	103,500	-,113	,910	,912 ^b
Diferencia CMM ZX - IMP 6	39,500	94,500	-,794	,427	,436 ^b

a. Variable de agrupación: TIPO

b. No corregido para empates.

Recordemos que en las pruebas de independencia cuando el p-valor sale significativo ($p < 0,05$) (marcado en verde) podemos con un 95% de confianza aceptar la hipótesis de que si hay diferencia estadísticamente significativa en el valor medio de la variable entre los diferentes grupos.

DISCREPANCIA EXACTITUD (DIFERENCIA CMM-MEDIA) Y PRECISIÓN (DIFERENCIA CMM-DESVIACIÓN)

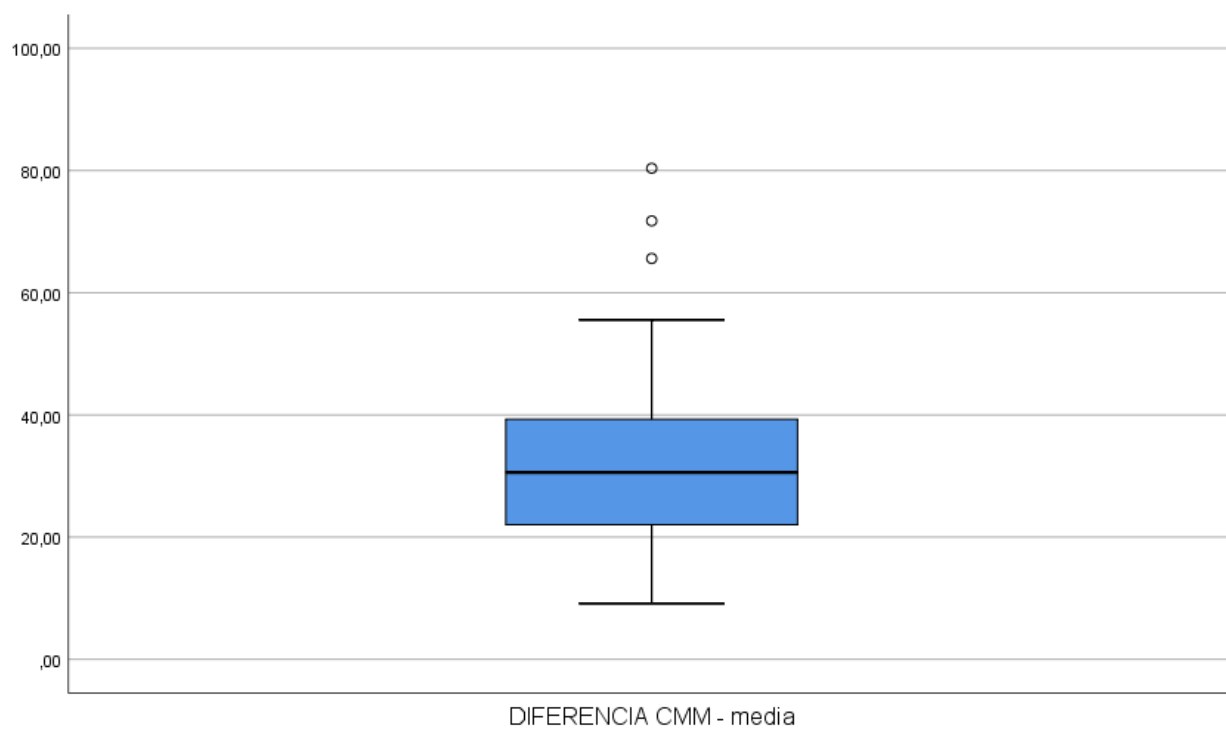
Descriptivos

		Estadístico	Desv. Error
DIFERENCIA CMM -Media		32,7613	3,28411
media	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 26,0446 Límite superior 39,4781	
	Media recortada al 5%	31,5765	
	Mediana	30,5900	
	Varianza	323,561	
	Desv. Desviación	17,98781	
	Mínimo	9,13	
	Máximo	80,36	
	Rango	71,23	
	Rango intercuartil	19,62	
	Asimetría	1,045	,427
	Curtosis	,842	,833

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
DIFERENCIA CMM -media	,172	30	,024	,914	30	,019

a. Corrección de significación de Lilliefors



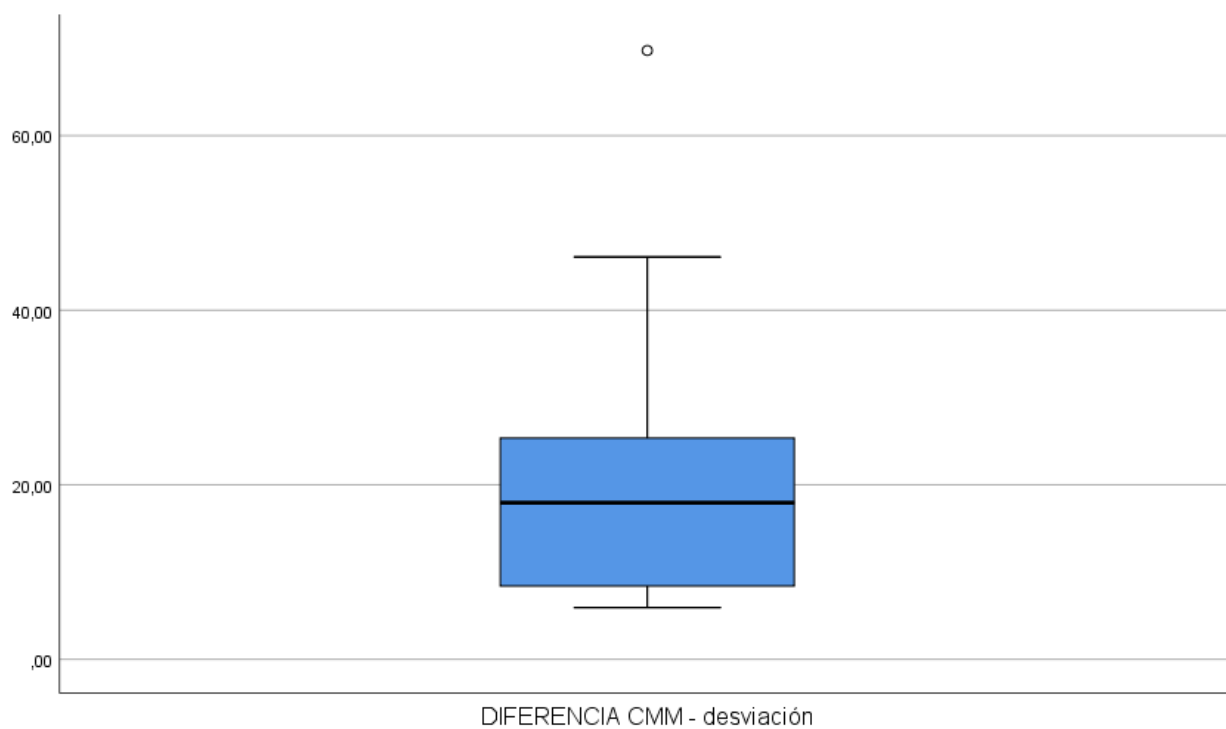
Descriptivos

			Estadístico	Desv. Error
DIFERENCIA CMM	-Media		20,7263	2,69681
desviación	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior Límite superior	15,2107 26,2419	
	Media recortada al 5%		19,2452	
	Mediana		17,9450	
	Varianza		218,184	
	Desv. Desviación		14,77106	
	Mínimo		5,92	
	Máximo		69,75	
	Rango		63,83	
	Rango intercuartil		17,86	
	Asimetría		1,588	,427
	Curtosis		2,925	,833

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
DIFERENCIA CMM desviación	,169	30	,029	,843	30	,000

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

TIPO		Estadístico	Desv. Error
DIF Sin anillas ERE NC IA C M M - me dia	Media	31,1427	4,84677
	95% de intervalo de confianza para la media inferior	Límite inferior 20,7474	
		Límite superior 41,5380	
	Media recortada al 5%	29,6313	
	Mediana	26,8900	
	Varianza	352,368	
	Desv. Desviación	18,77147	
	Mínimo	9,13	
	Máximo	80,36	
	Rango	71,23	
	Rango intercuartil	20,47	
	Asimetría	1,329	,580
	Curtosis	2,321	1,121
	Con anillas	Media	34,3800
95% de intervalo de confianza para la media inferior		Límite inferior 24,5943	
		Límite superior 44,1657	
Media recortada al 5%		33,6206	
Mediana		31,4200	
Varianza		312,252	
Desv. Desviación		17,67065	
Mínimo		10,68	
Máximo		71,75	
Rango		61,07	
Rango intercuartil		25,14	
Asimetría		,906	,580
Curtosis		,270	1,121

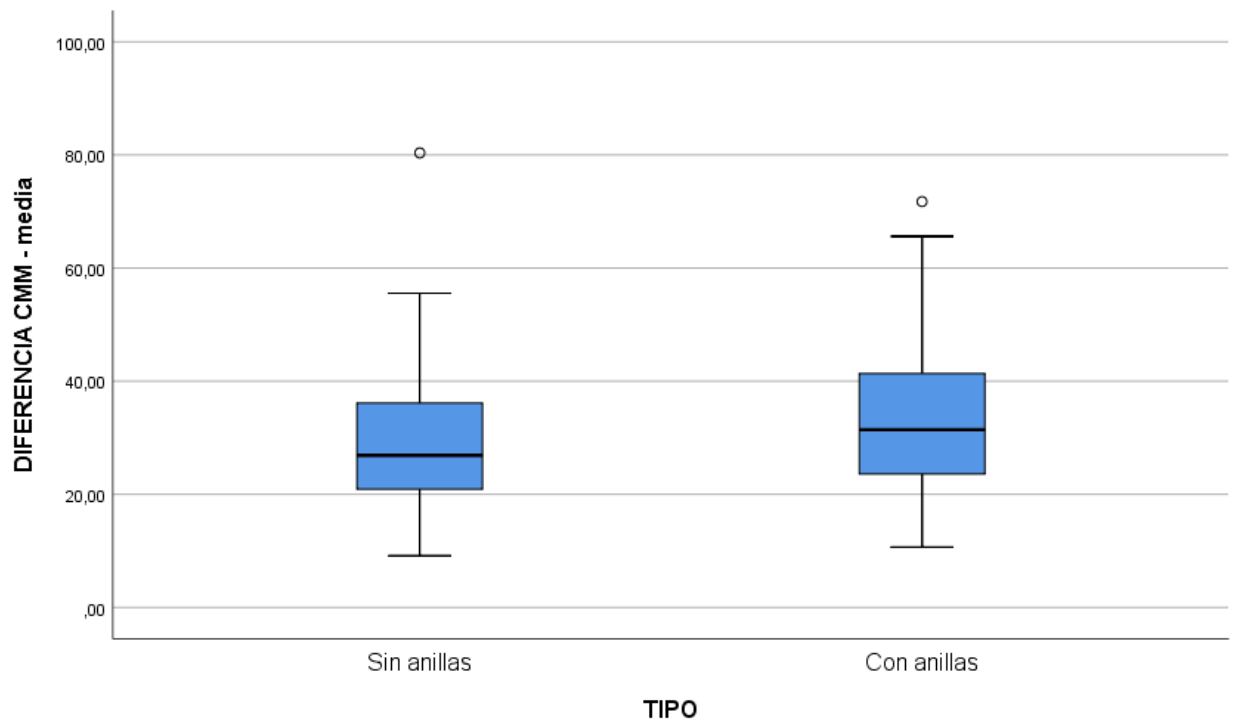
Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
DIFERENCIA CMM media	-Sin anillas	,194	15	,132	,895	15	,081
	Con anillas	,207	15	,083	,922	15	,205

a. Corrección de significación de Lilliefors

Descriptivos

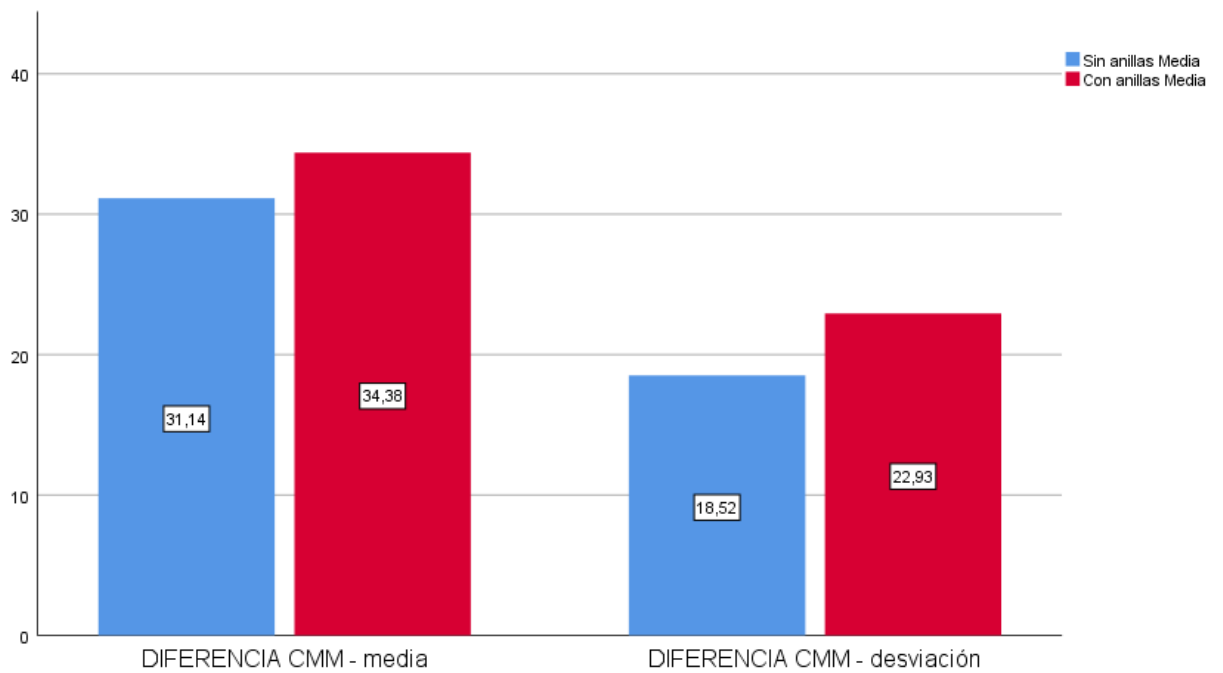
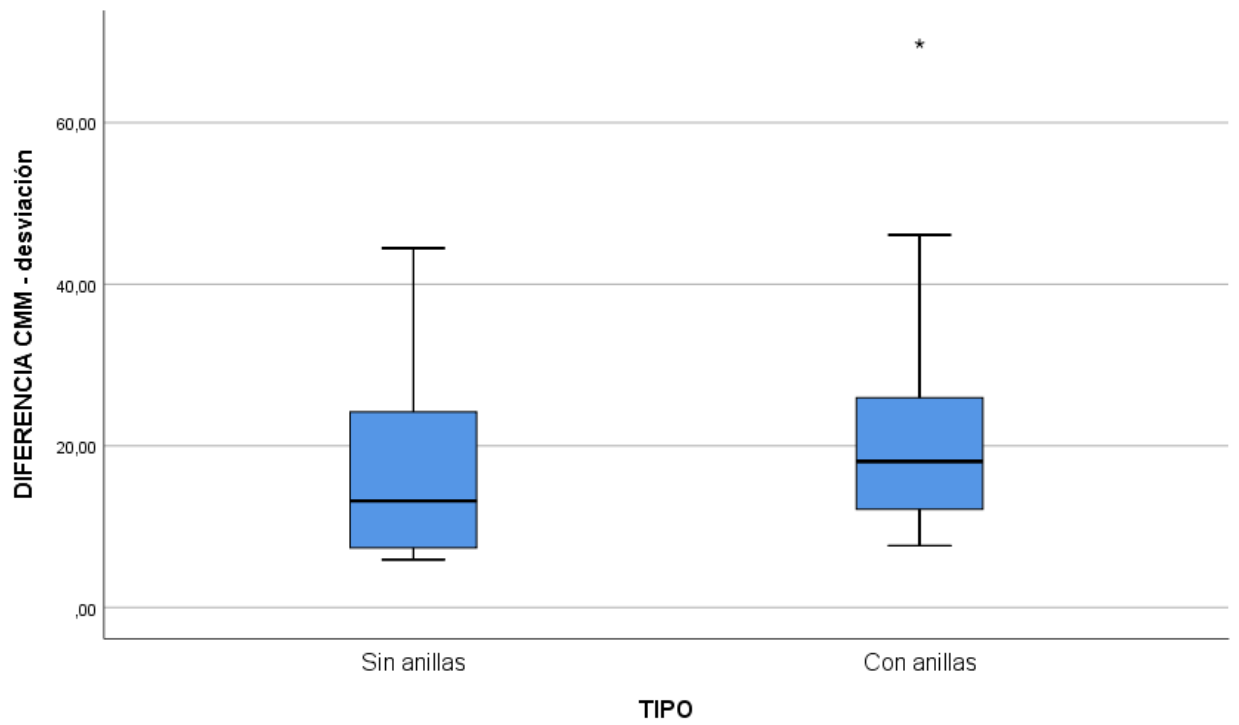
	TIPO		Estadístico	Desv. Error		
DIFERENCIA CMM - desviación	Sin anillas	Media	18,5180	3,22625		
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 11,5984 Límite superior 25,4376			
		Media recortada al 5%	17,7761			
		Mediana	13,1700			
		Varianza	156,130			
		Desv. Desviación	12,49520			
		Mínimo	5,92			
		Máximo	44,47			
		Rango	38,55			
		Rango intercuartil	17,98			
		Asimetría	,945	,580		
		Curtosis	-,100	1,121		
		Con anillas		Media	22,9347	4,36175
				95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior 13,5797 Límite superior 32,2897	
Media recortada al 5%	21,1835					
Mediana	18,0700					
Varianza	285,372					
Desv. Desviación	16,89297					
Mínimo	7,64					
Máximo	69,75					
Rango	62,11					
Rango intercuartil	17,11					
Asimetría	1,781			,580		
Curtosis	3,395			1,121		



Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístic o	gl	Sig.	Estadístic o	gl	Sig.
DIFERENCIA CMM - desviación	Sin anillas	,199	15	,113	,873	15	,037
	Con anillas	,229	15	,034	,814	15	,006

a. Corrección de significación de Lilliefors



Estadísticos de prueba^a

	DIFERENCIA CMM media	DIFERENCIA CMM desviación
U de Mann-Whitney	98,000	88,000
W de Wilcoxon	218,000	208,000
Z	-,601	-1,016
Sig. asintótica(bilateral)	,548	,310
Significación exacta [2*(sig. unilateral)]	,567 ^b	,325 ^b

a. Variable de agrupación: TIPO

b. No corregido para empates.

Recordemos que en las pruebas de independencia cuando el p-valor sale no significativo ($p > 0,05$) podemos con un 95% de confianza aceptar la hipótesis de que no hay diferencia estadísticamente significativa en el valor medio de la variable entre los diferentes tipos de medición (con anilla y sin anilla).

DATOS ANGULACION XY - GENERAL

Descriptivos

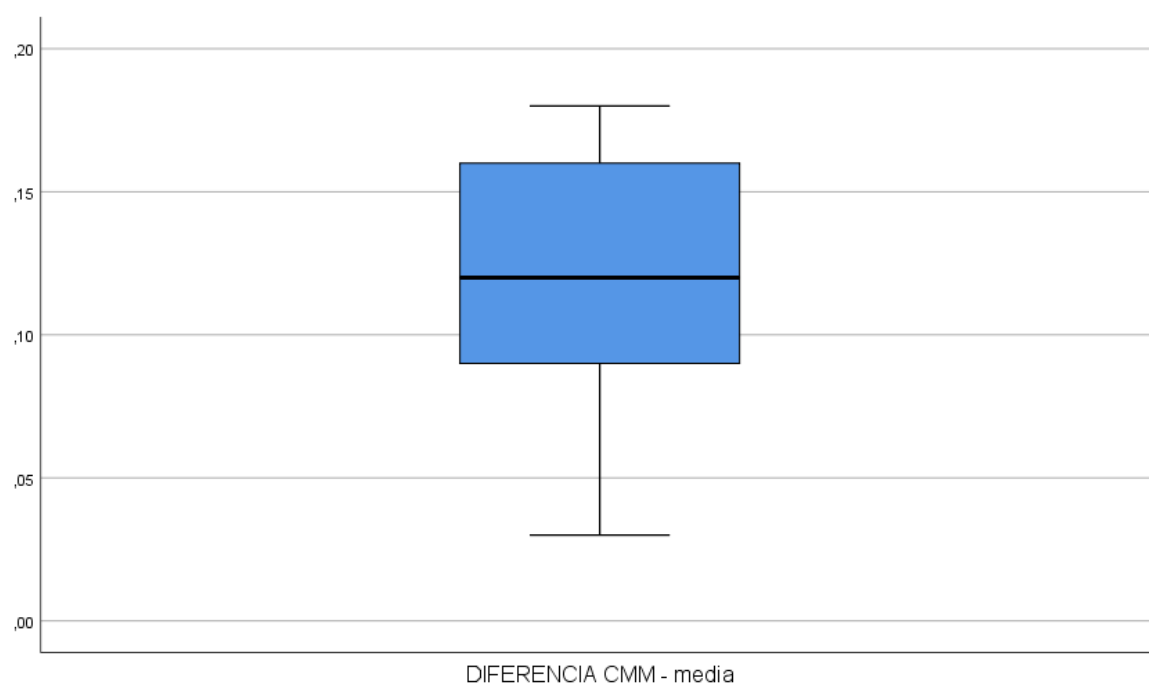
		Estadístico	Desv. Error
DIFERENCIA	Media	,1170	,01521
CMM - media	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior Límite superior	,0826 ,1514
	Media recortada al 5%	,1183	
	Mediana	,1200	
	Varianza	,002	
	Desv. Desviación	,04809	
	Mínimo	,03	
	Máximo	,18	
	Rango	,15	
	Rango intercuartil	,08	
	Asimetría	-,526	,687
	Curtosis	-,573	1,334

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
DIFERENCIA CMM - media	,154	10	,200*	,954	10	,716

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

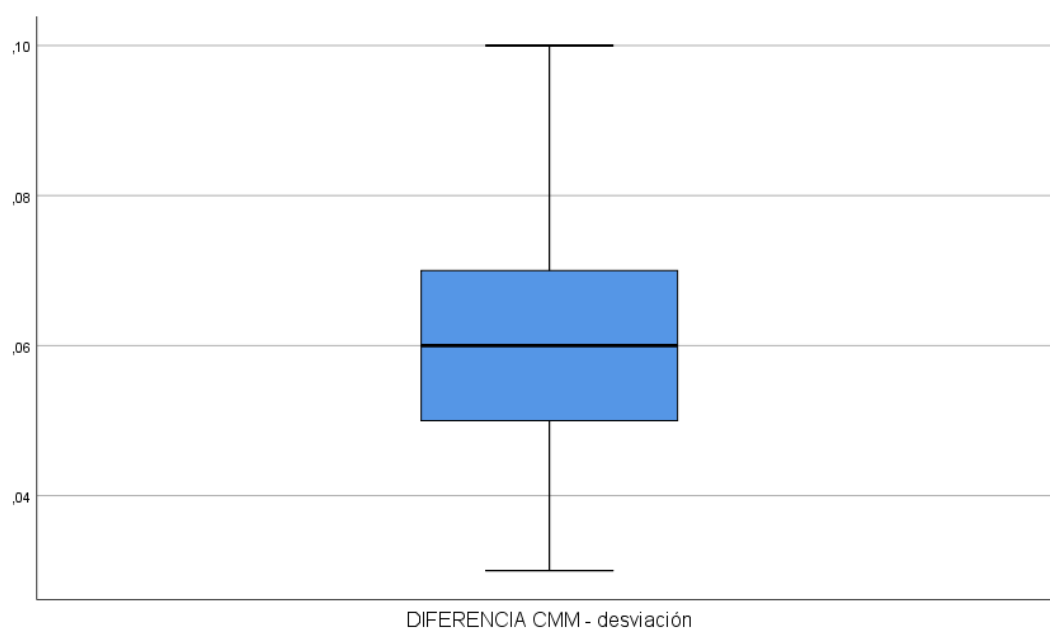
		Estadístico	Desv. Error
DIFERENCIA CMM	Media	,0620	,00611
- desviación	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior Límite superior	
		,0482 ,0758	
	Media recortada al 5%	,0617	
	Mediana	,0600	
	Varianza	,000	
	Desv. Desviación	,01932	
	Mínimo	,03	
	Máximo	,10	
	Rango	,07	
	Rango intercuartil	,02	
	Asimetría	,457	,687
	Curtosis	,843	1,334

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
DIFERENCIA CMM - desviación	,167	10	,200*	,959	10	,777

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

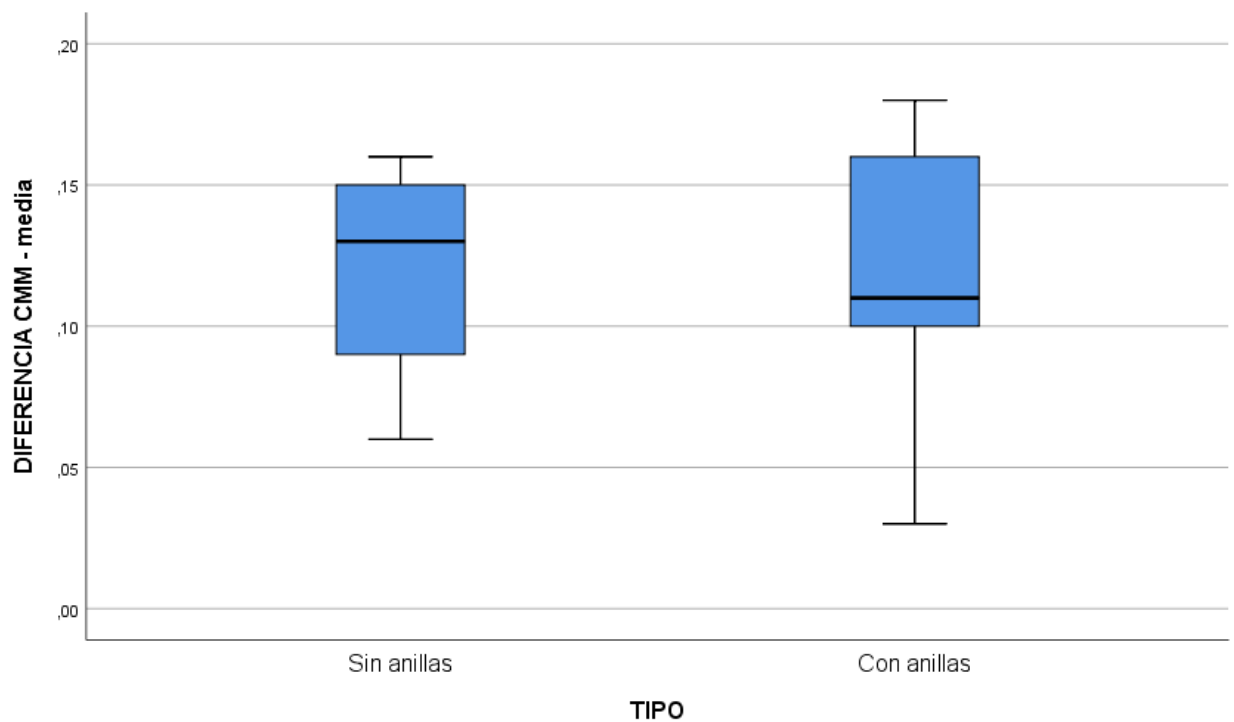
	TIPO	Estadístico	Desv. Error		
DIFERENCIA media	-Sin anillas	Media	,1180	,01881	
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior Límite superior	,0658 ,1702	
		Media recortada al 5%	,1189		
		Mediana	,1300		
		Varianza	,002		
		Desv. Desviación	,04207		
		Mínimo	,06		
		Máximo	,16		
		Rango	,10		
		Rango intercuartil	,08		
		Asimetría	-,607	,913	
		Curtosis	-1,571	2,000	
		Con anillas	Media	,1160	,02619
	95% de intervalo de confianza para la media		Límite inferior Límite superior	,0433 ,1887	
	Media recortada al 5%		,1172		
	Mediana		,1100		
	Varianza		,003		
	Desv. Desviación		,05857		
	Mínimo		,03		
	Máximo		,18		
Rango	,15				
Rango intercuartil	,10				
Asimetría	-,608		,913		
Curtosis	,000		2,000		

Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
DIFERENCIA CMM - media	Sin anillas	,212	5	,200*	,925	5	,566
	Con anillas	,192	5	,200*	,950	5	,738

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

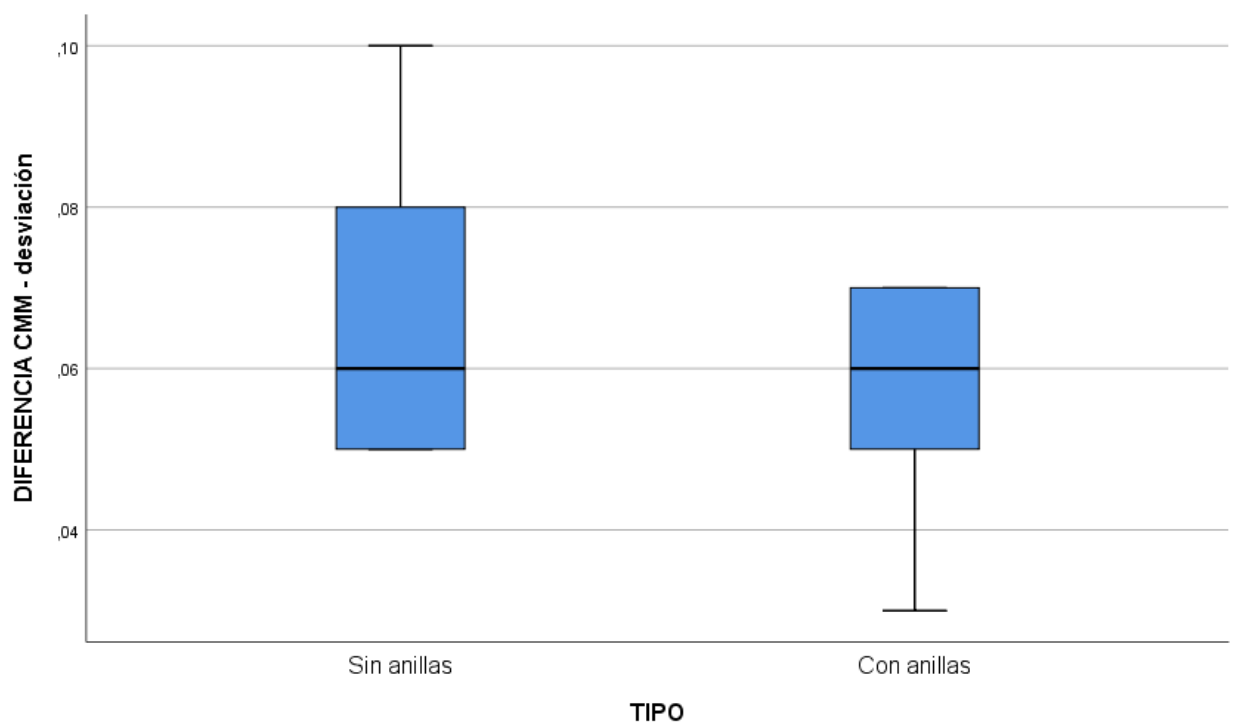
	TIPO	Estadístico	Desv. Error	
DIFERENCIA CMM - desviación	Sin anillas	Media	,0680	,00970
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior ,0411 Límite superior ,0949	
		Media recortada al 5%	,0672	
		Mediana	,0600	
		Varianza	,000	
		Desv. Desviación	,02168	
		Mínimo	,05	
		Máximo	,10	
		Rango	,05	
		Rango intercuartil	,04	
	Asimetría	,913	,913	
	Curtosis	-,738	2,000	
	Con anillas	Media	,0560	,00748
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior ,0352 Límite superior ,0768	
		Media recortada al 5%	,0567	
		Mediana	,0600	
		Varianza	,000	
		Desv. Desviación	,01673	
		Mínimo	,03	
		Máximo	,07	
Rango		,04		
Rango intercuartil		,03		
Asimetría	-1,089	,913		
Curtosis	,536	2,000		

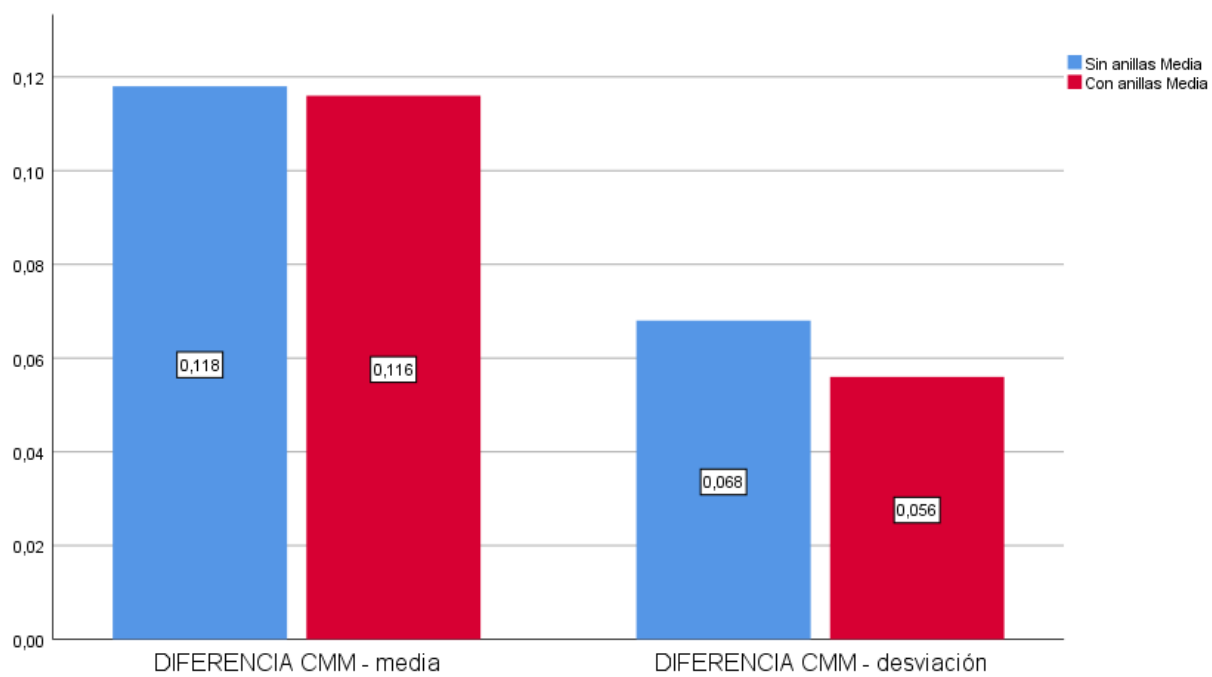
Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
DIFERENCIA CMM - desviación	-Sin anillas	,244	5	,200*	,871	5	,272
	Con anillas	,201	5	,200*	,881	5	,314

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors





Estadísticos de prueba^a

	DIFERENCIA CMM - media	DIFERENCIA CMM - desviación
U de Mann-Whitney	11,500	9,500
W de Wilcoxon	26,500	24,500
Z	-,210	-,638
Sig. asintótica(bilateral)	,834	,523
Significación exacta [2*(sig. unilateral)]	,841 ^b	,548 ^b

a. Variable de agrupación: TIPO

b. No corregido para empates.

DATOS ANGULACION ZX - GENERAL

Descriptivos

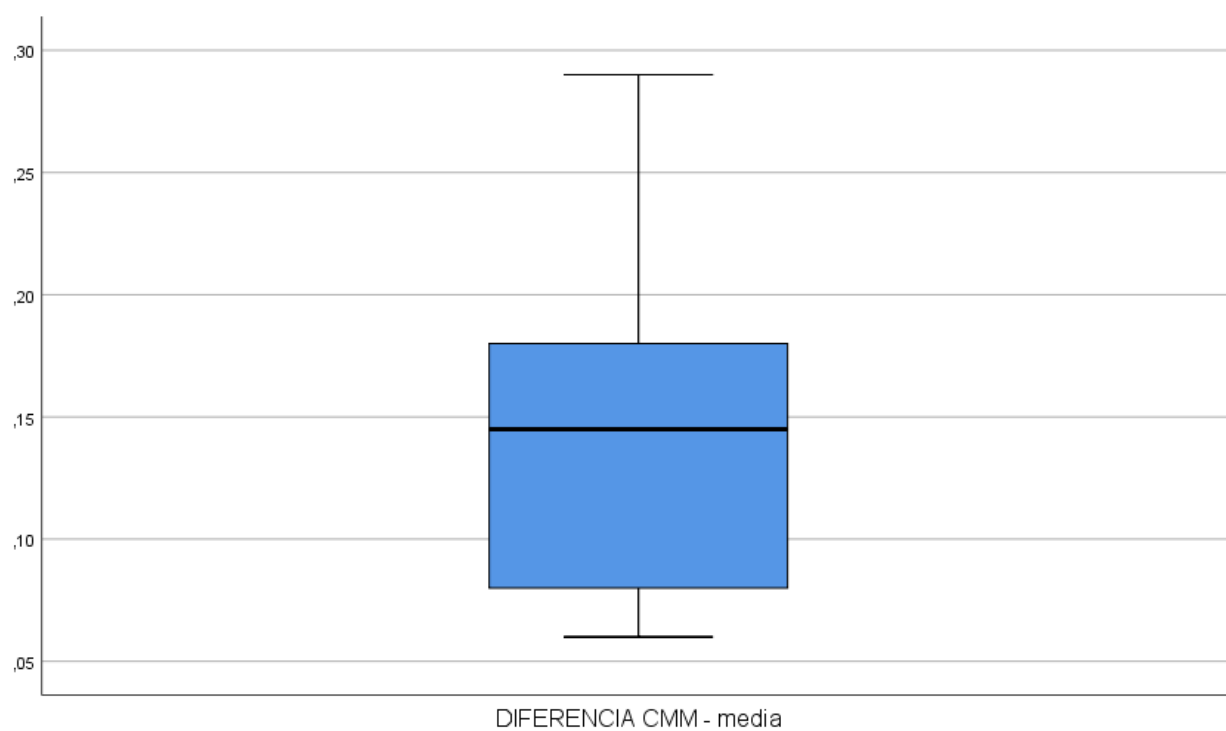
		Estadístico	Desv. Error
DIFERENCIA CMM	Media	,1490	,02505
- media	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior ,0923 Límite superior ,2057	
	Media recortada al 5%	,1461	
	Mediana	,1450	
	Varianza	,006	
	Desv. Desviación	,07923	
	Mínimo	,06	
	Máximo	,29	
	Rango	,23	
	Rango intercuartil	,12	
	Asimetría	,691	,687
	Curtosis	-,546	1,334

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
DIFERENCIA CMM - media	,172	10	,200*	,912	10	,292

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



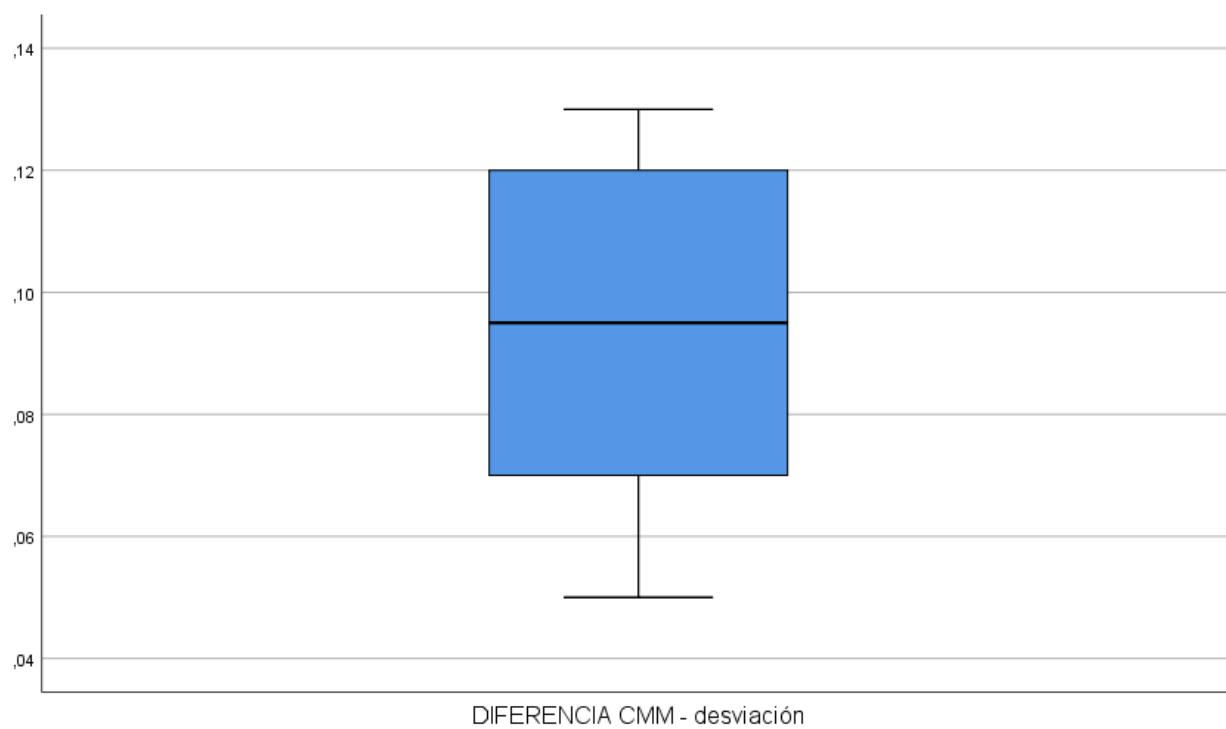
Descriptivos

		Estadístico	Desv. Error
DIFERENCIA	Media	,0940	,00897
CMM desviación	-95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior ,0737 Límite superior ,1143	
	Media recortada al 5%	,0944	
	Mediana	,0950	
	Varianza	,001	
	Desv. Desviación	,02836	
	Mínimo	,05	
	Máximo	,13	
	Rango	,08	
	Rango intercuartil	,05	
	Asimetría	-,253	,687
	Curtosis	-1,470	1,334

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
DIFERENCIA CMM - desviación	,220	10	,185	,921	10	,367

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

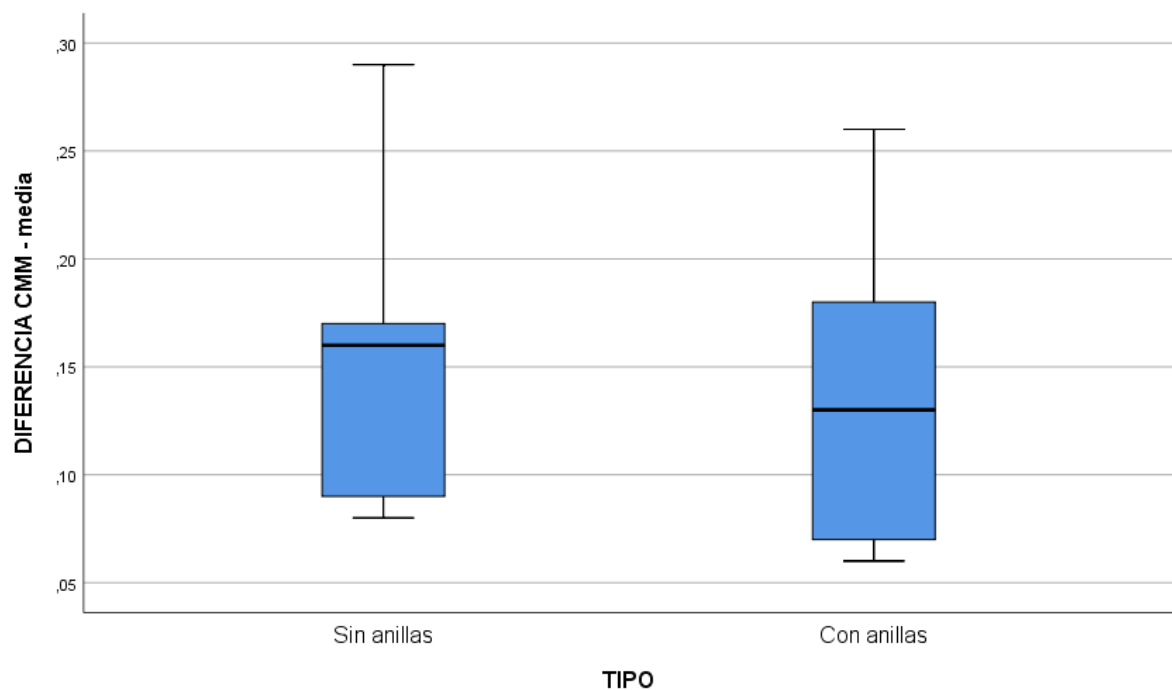
	TIPO	Estadístico	Desv. Error		
DIFERENCIA CMM media	-Sin anillas	Media	,1580	,03760	
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior Límite superior	,0536 ,2624	
		Media recortada al 5%	,1550		
		Mediana	,1600		
		Varianza	,007		
		Desv. Desviación	,08408		
		Mínimo	,08		
		Máximo	,29		
		Rango	,21		
		Rango intercuartil	,15		
		Asimetría	1,060	,913	
		Curtosis	1,053	2,000	
		Con anillas	Media	,1400	,03701
	95% de intervalo de confianza para la media		Límite inferior Límite superior	,0372 ,2428	
	Media recortada al 5%		,1378		
	Mediana		,1300		
	Varianza		,007		
	Desv. Desviación		,08276		
	Mínimo		,06		
	Máximo		,26		
Rango	,20				
Rango intercuartil	,16				
Asimetría	,688	,913			
Curtosis	-,677	2,000			

Pruebas de normalidad

		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístic	gl	Sig.	Estadístic	gl	Sig.
TIPO		o			o		
DIFERENCIA CMM - media	-Sin anillas	,243	5	,200*	,893	5	,371
	Con anillas	,201	5	,200*	,928	5	,584

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Descriptivos

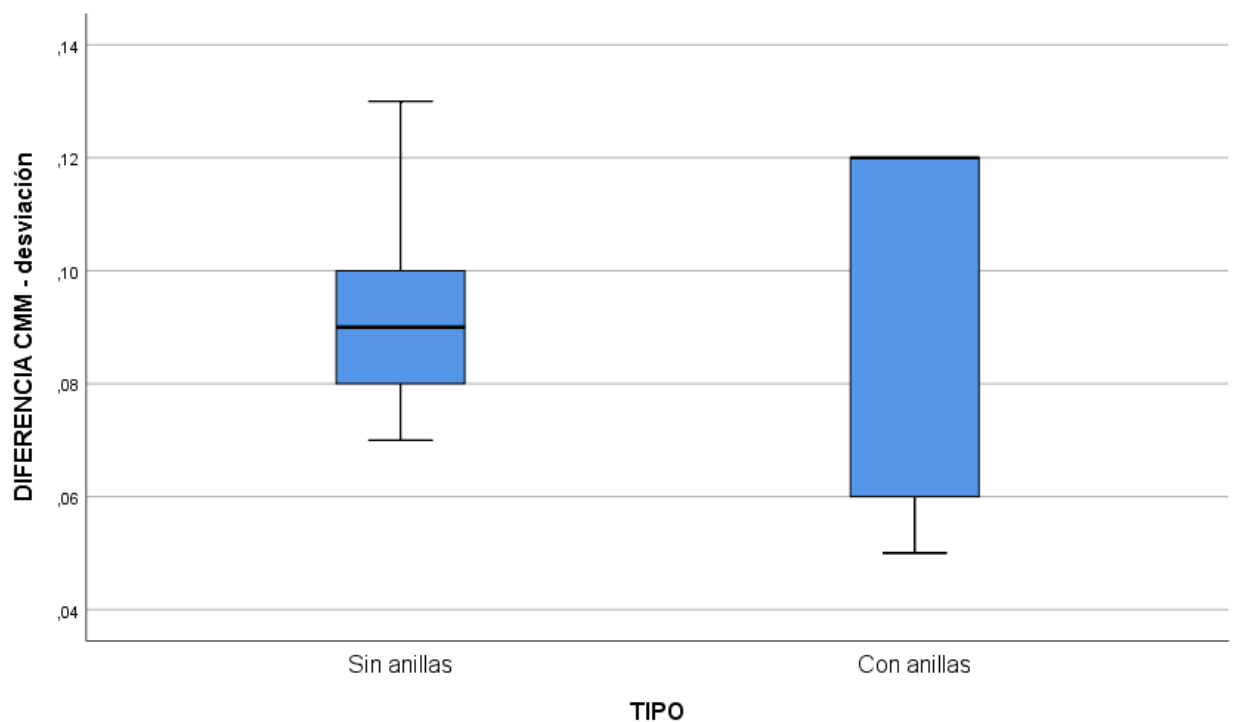
	TIPO		Estadístico	Desv. Error
DIFERENCIA CMM desviación	Sin anillas	Media	,0940	,01030
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior ,0654 Límite superior ,1226	
		Media recortada al 5%	,0933	
		Mediana	,0900	
		Varianza	,001	
		Desv. Desviación	,02302	
		Mínimo	,07	
		Máximo	,13	
		Rango	,06	
		Rango intercuartil	,04	
		Asimetría	1,033	,913
		Curtosis	1,129	2,000
		Con anillas	Media	,0940
	95% de intervalo de confianza para la media		Límite inferior ,0496 Límite superior ,1384	
	Media recortada al 5%		,0950	
	Mediana		,1200	
	Varianza		,001	
	Desv. Desviación		,03578	
	Mínimo		,05	
	Máximo		,12	
	Rango		,07	
	Rango intercuartil		,07	
	Asimetría	-,653	,913	
Curtosis	-3,075	2,000		

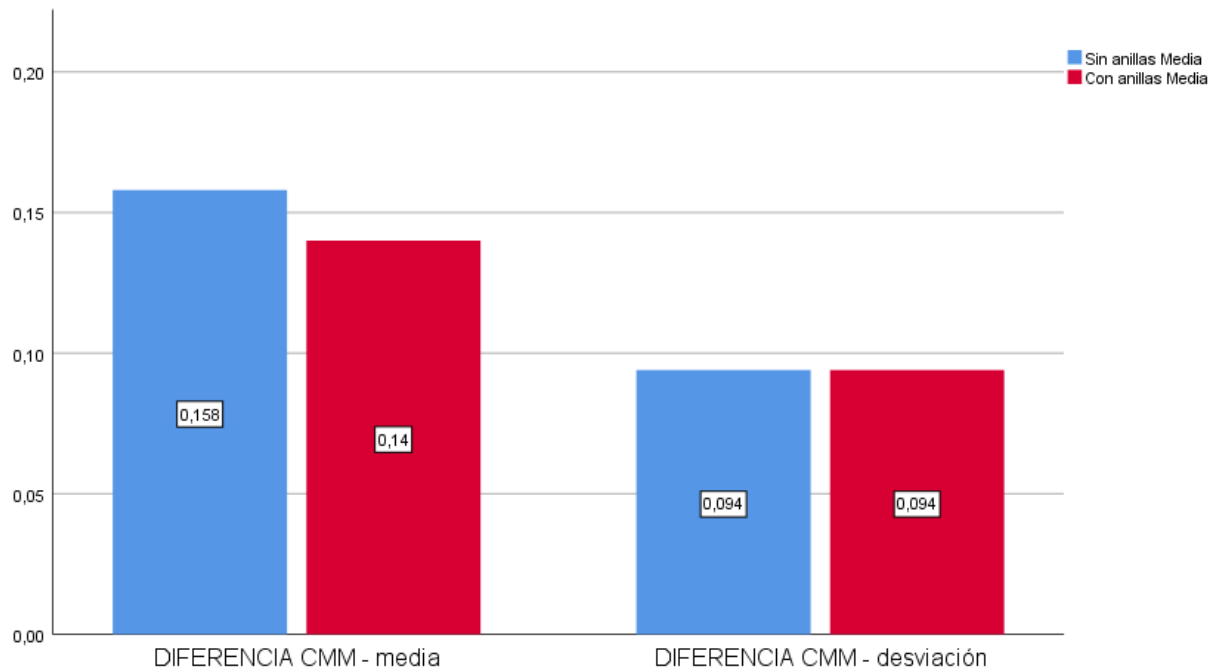
Pruebas de normalidad

	TIPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
DIFERENCIA	Sin anillas	,197	5	,200*	,943	5	,685
A CMM - desviación	Con anillas	,366	5	,027	,727	5	,018

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors



Estadísticos de prueba^a

	DIFERENCIA CMM - media	DIFERENCIA CMM - desviación
U de Mann-Whitney	10,000	12,000
W de Wilcoxon	25,000	27,000
Z	-,522	-,106
Sig. asintótica (bilateral)	,602	,916
Significación exacta [2* (sig. unilateral)]	,690 ^b	1,000 ^b

a. Variable de agrupación: TIPO

b. No corregido para empates.

