



VNIVERSITAT
DE VALÈNCIA

FACULTAT DE MEDICINA I ODONTOLOGIA
Departament d'Estomatologia
Unitat Docent de Prostodòncia i Oclusió

*INFLUENCIA DE LA SUPERFICIE DE
ALINEADO DEL CUERPO DE ESCANEADO
EN LA DETERMINACIÓN DE LA POSICIÓN
TRIDIMENSIONAL DEL IMPLANTE.
ESTUDIO IN VITRO*

Programa de Doctorado en Odontología (código 3143, RD 99/2011)
Valencia, diciembre 2022

TESIS DOCTORAL

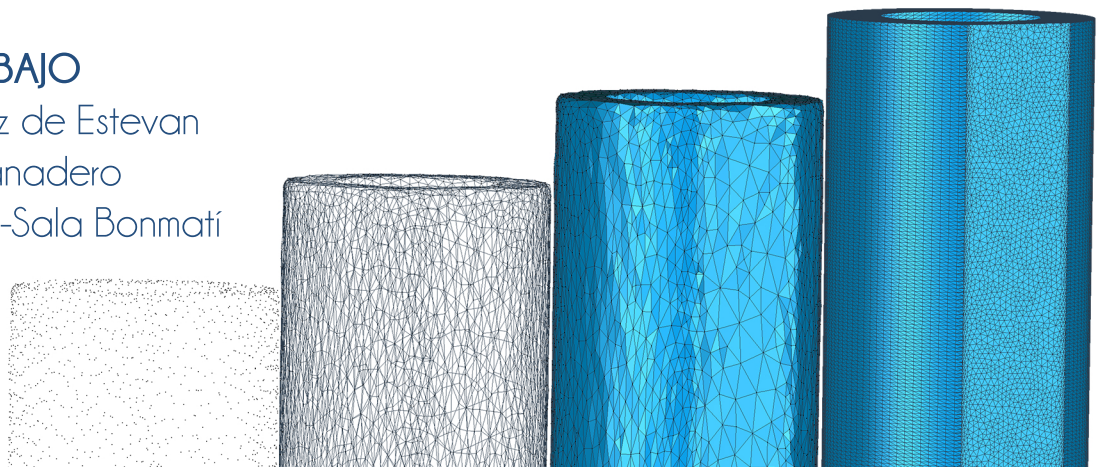
Jorge Alonso Pérez-Barquero

DIRECTORES DEL TRABAJO

Prof.^a D.^a Lucía Fernández de Estevan

Prof. D. Rubén Agustín Panadero

Prof. D. Fernando García-Sala Bonmatí





VNIVERSITAT
E VALÈNCIA

FACULTAT DE MEDICINA I ODONTOLOGIA
Departament d'Estomatologia
Unitat Docent de Prostodòncia i Oclusió

*INFLUENCIA DE LA SUPERFICIE DE
ALINEADO DEL CUERPO DE ESCANEADO
EN LA DETERMINACIÓN DE LA POSICIÓN
TRIDIMENSIONAL DEL IMPLANTE.
ESTUDIO IN VITRO.*

Programa de Doctorado en Odontología (código 3143, RD 99/2011)
Memoria de investigación que presenta JORGE ALONSO PÉREZ-BARQUERO
Para optar al Grado de Doctor en Odontología por la Universitat de
València

Valencia, diciembre 2022

TESIS DOCTORAL

Jorge Alonso Pérez-Barquero

DIRECTORES DEL TRABAJO

Prof.º D.º Lucía Fernández de Estevan

Prof. D. Rubén Agustín Panadero

Prof. D. Fernando García-Sala Bonmatí

Doña Lucía Fernández de Estevan, Profesora Contratada Doctora del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València, Don Rubén Agustín Panadero, Profesor Titular del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València y Don Fernando García-Sala Bonmatí, Profesor Asociado Doctor del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València.

Certifican:

Que el trabajo de investigación titulado “INFLUENCIA DE LA SUPERFICIE DE ALINEADO DEL CUERPO DE ESCANEADO EN LA DETERMINACIÓN DE LA POSICIÓN TRIDIMENSIONAL DEL IMPLANTE. ESTUDIO *IN VITRO*”, del que es autor Jorge Alonso Pérez-Barquero, ha sido realizado en este departamento bajo nuestra dirección y supervisión, reuniendo en nuestra opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del Grado de Doctor en Odontología por esta Universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Valencia, diciembre de 2022

Fdo.:

Lucía Fernández de Estevan

Fdo.:

Rubén Agustín Panadero

Fdo.:

Fernando García-Sala Bonmatí

“Hoy puedo crearme seguro de mi conocimiento y mañana obtener una nueva luz que me permita reconocer el error anterior, porque nada es definitivo ni terminante ante el avance continuo de la historia y de la ciencia”

Maimónides

AGRADECIMIENTOS

A mis directores:

Lucía Fernández, por tu tiempo, predisposición y ganas de ayudar. Por estar siempre empujando y motivándonos a todos los que formamos parte de esta Unidad Docente. Por aceptar, sin pensarlo, ser parte de este proyecto. Por exigirme y hacerme entender que, con esfuerzo, todo se consigue.

Rubén Agustín, por estar siempre tirando del carro. Por ser la inspiración de muchos. Por tus ganas de compartirlo todo con los demás. Dispuesto desde el primer día a sacrificar tu tiempo por ayudar a que terminase este proyecto.

Fernando García-Sala, por todo lo que, de forma desinteresada, compartes día tras día. Nunca pierdas esas ganas de enseñar y de compartir que tienes. Sigue creando grandes proyectos. Gracias por confiar en mí.

A los jefes de la Unidad, Eduardo, Carlos, Tono y Feni. Gracias por aceptarme y dejarme formar parte de este grandísimo grupo de personas.

A Pablo Simó, el culpable de que acabase en Madrid, aprendiendo de Alberto. Allí fue donde empezó a labrarse este proyecto.

A Alberto Álvarez. Gracias por todo el tiempo que me has dedicado, por esas largas sesiones de video llamadas explicándome con mucha paciencia cómo funciona este mundo “del digital”. Gracias por enseñarme todo lo que se sabe sobre metrología y manejo de archivos digitales. Gracias por abrirme los ojos y adentrarme en este maravilloso mundo. Sin tu ayuda este proyecto no habría sido posible. Pase lo que pase, nunca cambies.

A Marta Revilla, gracias por tu tiempo, ayuda y asesoramiento en este proyecto. Espero que sea uno de muchos.

A Arnau, gracias por tu tiempo y estar siempre dispuesto a ayudarme durante el proyecto.

A todos los compañeros de la Unidad Docente con los que durante todos estos años he tenido la suerte de compartir grandes momentos. Alfonso, Javier, Ole, Pepe B, Pepe A, Eva, Lalu, Alberto, Ana, Carlos, Carla, Suso, Gisela, Luis, Luisa, Lucía, Quincho, Andrés, Salo, Tere, Vicky y Azu.

A todos los alumnos a los que he tenido el privilegio de poder enseñarles durante estos años. Ellos, sin saberlo, se han convertido en grandes maestros. Vosotros sabéis bien quienes sois.

A aquellos con los que disfruté los años del exilio británico, Manu, Gonzalo, Alvisé, Tini, Carles (siempre fuiste un ejemplo para todos), David y Jose.

A todos los amigos fuera del mundo dental, por conseguir que desconecte de vez en cuando de la rutina.

A todo el equipo de la Clínica Dental Alonso Stuyck, por entenderme durante todo este tiempo y dejarme cumplir este sueño.

A Clara, mi mujer, gracias por todo lo que haces día a día por mí. Este logro, es sin duda, gracias a ti, por insistirme en que debía hacerlo, y por ayudarme en los momentos más difíciles.

A Rafa Gálvez, gracias por tu paciencia y por siempre estar dispuesto a ayudarme en todo.

DEDICATORIAS

A Clara, no cambies nunca.

A Blanca y a Jorge. El motor que hace que me mueva cada día.

A mis padres, Carmen y Juan, sin vosotros nunca habría llegado a ser lo que hoy soy.

A mis hermanos, Paula, Jaime, Belén, Juan y Carmen. No podría haber tenido unos hermanos mejores.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	17
2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.....	21
2.1 Antecedentes históricos de los implantes dentales.....	21
2.2 El registro de impresión en implantes	23
2.2.1 El registro de impresión en implantes con técnica convencional	24
2.2.2 La toma de impresión con técnica digital.....	26
2.2.3 Comparación técnica convencional vs digital	35
2.3 El ajuste pasivo	37
2.4 Exactitud: veracidad y precisión.....	38
3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....	41
3.1 Justificación	41
3.2 Objetivos	41
3.2.1 Objetivos Generales	41
3.2.2 Objetivos específicos.....	42
3.3 Hipótesis de trabajo	42
4. MATERIAL Y MÉTODO.....	45
4.1 Material	45
4.1.1 El cuerpo de escaneado.....	45
4.1.2 El modelo maestro	45
4.1.3 El escaneado.....	46

4.1.4	Alineado y medición	46
4.2	Método.....	46
4.2.1	El cuerpo de escaneado.....	46
4.2.2	El modelo maestro	58
4.2.3	El escaneado.....	60
4.2.4	Alineado y medición	61
4.2.5	Análisis estadístico utilizado.....	67
5.	RESULTADOS.....	69
5.1	Comparación del ángulo entre eje del implante.....	69
5.1.1	Comparación entre tipos de cuerpos de escaneado.....	72
5.1.2	Comparación según las características morfológicas de los cuerpos de escaneado.....	74
5.2	Comparación de la distancia entre centro de implante.....	77
5.2.1	Comparación entre tipos de cuerpos de escaneado.....	80
5.2.2	Comparación según las características morfológicas de los cuerpos de escaneado.....	81
5.3	Comparación del ángulo del plano anti rotatorio	83
5.3.1	Comparación entre tipos de cuerpos de escaneado.....	86
5.3.2	Comparación según las características morfológicas de los cuerpos de escaneado.....	88
6.	DISCUSIÓN	93
6.1	Discusión del material	93
6.1.1	El cuerpo de escaneado.....	93

6.1.2	El modelo maestro	95
6.1.3	El escaneado.....	97
6.1.4	Alineado y medición.....	98
6.2	Discusión del método.....	100
6.2.1	El cuerpo de escaneado.....	100
6.2.2	El modelo maestro	102
6.2.3	El escaneado.....	104
6.2.4	Alineado y medición.....	106
6.3	Discusión resultados.....	112
6.3.1	Comparación del ángulo entre el eje del implante	113
6.3.2	Comparación de la distancia entre centro de implante.....	119
6.3.3	Comparación del ángulo del plano anti rotatorio	123
6.3.4	Discusión de las hipótesis de trabajo	123
7.	CONCLUSIONES.....	127
7.1	Conclusiones generales.....	127
7.2	Conclusiones específicas	127
8.	BIBLIOGRAFÍA	129
9.	APÉNDICES.....	141
9.1	Tablas	141
9.1.1	Tablas simples para características de los implantes.....	141
9.1.2	Tablas para mediciones según Grupo	143
9.1.3	Tablas para mediciones según Tipo Cuerpo de Escaneado.....	146

9.1.4	Tablas para mediciones según Geometría	149
9.1.5	Tablas para mediciones según Terminación coronal.	152
9.1.6	Tablas para mediciones según Conicidad.....	155
9.1.7	Tablas para mediciones según Diámetro inferior.	158
9.1.8	Tablas para mediciones según Plano Anti rotatorio.	161
9.2	Figuras	164
9.2.1	Cuerpos de escaneado rotatorios, polígonos.....	164
9.2.2	Cuerpos de escaneado rotatorios con base incorporada.	166

1. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

En los últimos años la odontología digital ha supuesto un cambio en la forma de diagnosticar, planificar, diseñar, así como fabricar las restauraciones. Además, permite realizar un seguimiento y una valoración objetiva del resultado de los tratamientos, pudiendo medir y cuantificar de una manera más reproducible (Ciocca et al., 2018; Tapie et al., 2015b).

Cuando hablamos de prótesis sobre implantes uno de los factores clave para realizar restauraciones duraderas en el tiempo es el trasladar la posición tridimensional de nuestro implante de una forma precisa respecto a las estructuras adyacentes. De esta manera conseguiremos restauraciones con un mayor ajuste tanto entre implante y restauración, como entre restauración y dientes vecinos, evitando así posibles complicaciones tanto mecánicas como biológicas (Rutkūnas et al., 2017).

Para la correcta transferencia de la posición del implante, clásicamente, se ha utilizado lo que se conoce como cofia, poste de impresión o *transfer*. Este aditamento se atornilla al implante haciendo coincidir los elementos anti rotatorios del implante y del poste de impresión, de manera que, tras la toma de impresión se colocará el análogo del implante transfiriendo la posición del implante de una forma fiable respecto a los dientes vecinos. La rigidez y estabilidad dimensional del material de impresión junto con la morfología del poste de impresión serán factores influyentes en que esta posición no se vea alterada desde la toma de impresión hasta la obtención del modelo definitivo, generalmente de escayola, con el análogo del implante incorporado (Moreira et al., 2015).

Tras la aparición de los escáneres intraorales, la toma de impresiones puede no hacerse con materiales de impresión, sino que se realiza mediante la captura por cámaras intraorales que, con diferentes tecnologías, captan una serie de puntos de la superficie escaneada, que a través de programas internos las convierten en mallas, generalmente en formato STL (*standard tessellation language*), generando un modelo digital tridimensional (Fluegge et al., 2017; Joda et al., 2017; F. Mangano et al., 2020).

Para la correcta captación digital de la posición del implante se utilizan unos aditamentos denominados cuerpos de escaneado, o *scanbodies*. Estos tienen

morfologías diversas con diferentes polígonos dentro de las mismas. Estos polígonos están destinados a transmitir la correcta posición tridimensional del implante. Los cuerpos de escaneado deben codificar el eje axial del implante, la posición del plano de conexión, así como la presencia y localización del plano anti rotatorio del implante (Gómez-Polo et al., 2022b).

La correcta captación del cuerpo de escaneado por parte de los escáneres intraorales es fundamental a la hora de determinar estos 3 parámetros (Mizumoto y Yilmaz, 2018).

Tras el escaneado del cuerpo de escaneado y las estructuras adyacentes se realiza un solapamiento o superposición del diseño original del cuerpo de escaneado con la malla escaneada de este, de manera que, cuanto más preciso sea el escaneado mejor será el alineado o solapamiento del mismo, por lo que mejor será el posicionamiento del eje, plano de conexión y elemento anti rotatorio de nuestro implante (Pan et al., 2022).

Ante la presencia de un implante colocado en situación infragíngival el cuerpo de escaneado se verá cubierto parcialmente por la encía. Existe cierta duda sobre cómo se ve afectada la correcta posición tridimensional de nuestra réplica de implante digital en función de la porción de cuerpo de escaneado visible, pues *a priori* es un factor que puede comprometer el correcto posicionamiento del diseño original a la malla escaneada, al perderse cierta información del cuerpo de escaneado, el cual se encuentra, en parte, cubierto de encía.

Así pues, el objetivo de esta memoria de tesis doctoral es analizar la influencia de la cantidad de cuerpo de escaneado solapado o alineado a la hora de determinar la posición tridimensional del implante, analizando parámetros como el eje axial del implante, el plano de conexión y el elemento anti rotatorio, así como la influencia de la morfología del cuerpo de escaneado en la determinación de estos parámetros.

2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

2.1 Antecedentes históricos de los implantes dentales.

Históricamente la pérdida de una pieza dental siempre ha sido motivo de preocupación. En el Neolítico se realizó la primera prótesis dental de la que se tienen registros, esta consistió en la implantación necrósica de la falange de un dedo en la zona alveolar de un segundo premolar superior (Peñarrocha, 2006).

Posteriormente tenemos datos de la cultura maya, donde en el 600 d.C., se realizaron dientes a partir de conchas talladas, las cuales se implantaron en la zona de los incisivos inferiores. Cuando posteriormente se analizaron estos cráneos radiográficamente, se observó que, existía una formación de hueso compacto alrededor de las conchas, por lo que se consideraron como los primeros restos de implantes dentales colocados *in vivo* (Peñarrocha, 2006; Sullivan, 2001).

En la Edad Media, la tendencia fue la de realizar reimplantes. Estos fueron descritos por primera vez por Abulcasis. También se realizaban trasplantes, para lo que se usaban a los plebeyos como donantes. Especialmente innovador fue Duval, cirujano del siglo XVII el cual recomendaba extirpar la pulpa dental previo al trasplante y sustituirla por oro o plomo (Lemus Cruz et al., 2009). Sin embargo, esta técnica se vio abandonada debido a la transmisión de enfermedades, así como numerosos fracasos (Sullivan, 2001).

Fue en el siglo XIX, cuando se colocaron los primeros implantes intraalveolares metálicos. J. Maggiolo colocó un implante de oro en un alveolo postextracción, posteriormente, S.M. Harris colocó un vástago de platino rodeado de plomo tras haber creado un alveolo artificial, lo cual fue su gran novedad (Peñarrocha, 2006).

Ya muy cerca del siglo XX, Payne y Edmunds sugirieron que el mejor material para ser usado en la implantación de alveolos labrados de manera artificial era la plata, por su gran adaptación a las paredes. Sin embargo, Algrave demostró su alta toxicidad en el hueso, y la plata dejó de utilizarse. En busca del material ideal para la realización de los implantes aparecieron aleaciones como el Vitallium (aleación de Cromo-Cobalto-Molibdeno) (Block, 2018).

Dos escuelas fueron las más conocidas en los principios del siglo XX. La escuela intraósea de Strock y la escuela subperióstica de Dahl (Block, 2018).

A mitad de siglo, el italiano Formiggini, diseñó un implante en espiral de Tantalium y posteriormente de Vitallium. Linkow en los años 60 puso de moda los implantes en hoja. Estos empezaron a utilizarse en todo el mundo para tratar todo tipo de ausencias dentales, ya sean parciales o totales.

Pero sin duda, la gran revolución en el mundo de la implantología dental vino de la mano del Dr. Branemark (Buser et al., 2017), el cual descubrió mediante sus estudios en conejos que el hueso podía crecer alrededor del titanio (Branemark y Zarb, 1999). Este crecimiento se le denominó, y así se conoce hoy en día como osteointegración (Brånemark et al., 1977; Lemus Cruz et al., 2009).

Considerando las opciones restauradoras fijas como primera elección por comodidad y aceptación por parte de los pacientes, los implantes dentales aparecen como sustitutos de las prótesis parciales fijas sobre dientes (Duong et al., 2022).

La realización de una prótesis parcial fija, tiene como principal inconveniente que en la mayoría de casos precisa del tallado de una superficie dental sana para reponer una pieza dental ausente. Como consecuencia de estos tallados pueden aparecer problemas a medio o largo plazo, que en algunos casos requiere la retirada de la restauración, e incluso en algunos casos la pérdida de los dientes pilares (Solá-Ruiz et al., 2013).

Tras la implantación y osteointegración de los implantes, el siguiente paso para poder confeccionar la restauración y devolver por tanto la función y estética de la pieza perdida, es el transferir la situación oral del paciente a un modelo de trabajo donde poder diseñar y confeccionar la futura restauración.

Para este propósito, históricamente se han utilizado técnicas de impresión convencionales, para las que se posicionan unos aditamentos, generalmente roscados, sobre los implantes y mediante un material de impresión elastomérico se transfiere la posición de los implantes y estructuras vecinas (Papaspyridakos et al., 2014).

Gracias a la gran revolución tecnológica experimentada desde finales del siglo XX hasta la actualidad, la alternativa a estas técnicas convencionales se ha popularizado, y han aparecido técnicas digitales de toma de impresión (Reich et al., 2015).

En 1994 se utilizó por primera vez la técnica de la fotogrametría, para medir la posición tridimensional de un implante dental, los autores concluyen que esta técnica mostró un nivel de precisión similar a la técnica convencional (Lie y Jemt, 1994).

En 2004 se introdujo el primer componente sobre implante digitalmente escaneable, utilizando un tapón de cicatrización codificado, lo cual proporcionaba información sobre la posición tridimensional respecto a los dientes vecinos, el eje del implante, la posición del plano de la conexión, así como la indexación del elemento anti rotatorio (Mizumoto y Yilmaz, 2018).

En 2008, se utilizó el primer *transfer* de impresión escaneable, y fue bautizado por el grupo Straumann como *scan body*, desde entonces y por su traducción literal del inglés al español, este tipo de aditamentos escaneables se conocen como **cuerpos de escaneado**. Inicialmente estos cuerpos de escaneado se fabricaron para una única marca de implantes, permitiendo el uso de un escáner intraoral concreto. Con el tiempo los escáneres intraorales fueron ganando popularidad y poco a poco aparecieron más cuerpos de escaneado hasta que hoy en día, prácticamente todas las casas de implantes tienen su propio cuerpo de escaneado y estos pueden ser digitalizados por cualquier tipo de escáner intraoral (Mizumoto y Yilmaz, 2018).

2.2 El registro de impresión en implantes

Cuando se realiza una restauración implantosoportada, independientemente de la técnica utilizada, es necesario obtener un modelo que sea lo más parecido posible a la situación intraoral (Sawyers et al., 2019). De esto dependerá que la restauración tenga un correcto asentamiento sobre los implantes dentales y por tanto que tenga un funcionamiento correcto a medio y largo plazo (Arcuri et al., 2020; Mizumoto y Yilmaz, 2018). Una vez hemos obtenido el modelo se procederá al diseño de la restauración y su posterior fabricación. Los diferentes flujos de trabajo están representados en la Figura 2.2-1.

Existen factores que hacen que el desajuste sea más o menos crítico como pueden ser: tipo de conexión, presencia o no de aditamento intermedio, posicionamiento de implante infra, yuxta o supra óseos (Karl y Taylor, 2016; Rutkūnas et al., 2017)

La forma de situar la réplica del implante lo más exacta posible respecto a las estructuras vecinas es diferente en el caso que se utilicen métodos convencionales, digitales o mixtos.

2.2.1 El registro de impresión en implantes con técnica convencional

Cuando se realizan métodos **convencionales**, se utilizan generalmente aditamentos roscados sobre el implante denominados postes de impresión o *transfers* y mediante una cubeta rellena de un material de impresión rígido (por ejemplo, silicona o poliéter) se toma un registro de los dientes vecinos y de la posición tridimensional del implante oral. Este aditamento puede ser arrastrado dentro del material de impresión o bien reposicionado posteriormente. En cualquiera de los dos casos será necesario atornillar un análogo del implante, haciendo coincidir los elementos anti rotatorios, de manera que, tras su vaciado, generalmente con escayola, se obtendrá un modelo de trabajo que incluirá el análogo del implante en la misma posición tridimensional con respecto a los dientes vecinos que tenía en la cavidad oral y sobre el que el laboratorio diseñará y realizará las restauraciones

En la literatura se han descrito diversos **factores que pueden afectar a la exactitud del modelo** de trabajo final, sobre el que se realizarán las restauraciones (Alikhasi et al., 2018; Huang et al., 2020; Knechtle et al., 2022; Laohverapanich et al., 2021; Liu et al., 2019; Motel et al., 2020; Papaspyridakos et al., 2020; Rutkūnas et al., 2017): técnica de impresión, tipo de cubeta, desinfección, manipulación de la escayola dental, compatibilidad de la escayola con el material de impresión, contracción de la escayola. Realización o no de ferulización en el caso de implantes múltiples, la contracción del propio material de ferulización, tolerancia de los componentes, número y angulación de los implantes, profundidad de los implantes, tipo de conexión, condiciones anatómicas y geométricas.

Encontramos en la literatura estudios (Knechtle et al., 2022) que demuestran que se mejora la exactitud de nuestros modelos obtenidos por técnicas convencionales si utilizamos *transfers* ferulizados frente a no ferulizados, cubeta abierta mejor que cubeta cerrada, poliéter mejor que polivinilsiloxanos, e implantes rectos mejor que implantes angulados (Misch, 2008).

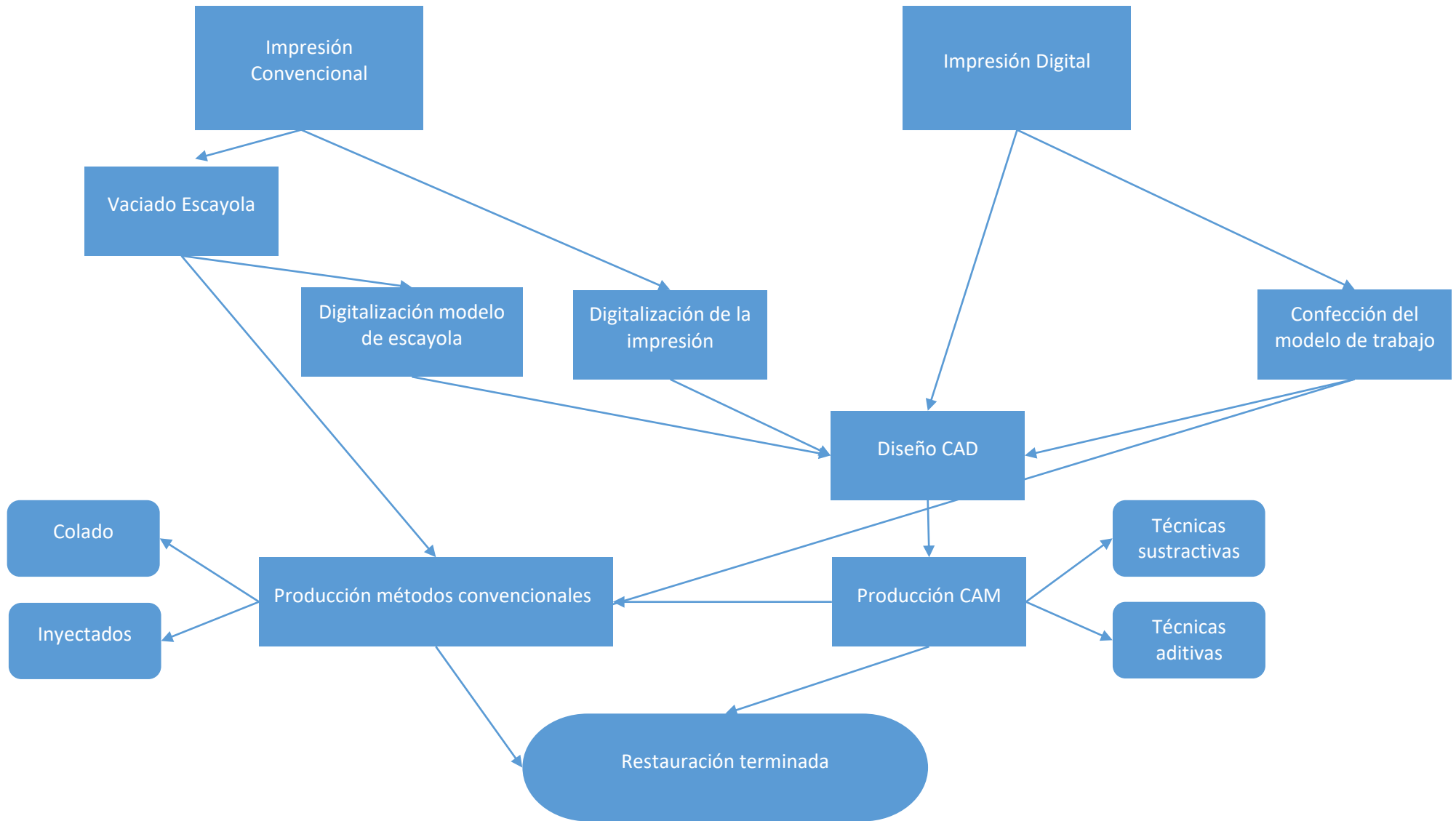


Figura 2.2-1. Diagrama que muestra los diferentes flujos de trabajo posibles para realizar una restauración sobre dientes e implantes.

Cada paso desde la toma de impresión a la confección de la restauración definitiva lleva intrínseco un error inevitable. La mitad de la imprecisión en el resultado final de una restauración sobre implantes ha sido atribuida al proceso de toma de impresión y vaciado de la misma (Knechtle et al., 2022), mientras que el resto está atribuido a procesos de laboratorio (Heckmann et al., 2004).

2.2.2 La toma de impresión con técnica digital.

Para la toma de impresión con tecnología digital podemos utilizar técnicas de digitalización indirecta o directa (Fluegge et al., 2017; Park et al., 2020).

La técnica de **digitalización indirecta** consiste en el escaneado mediante un dispositivo extraoral, comúnmente conocido como escáner de laboratorio, con el que vamos a digitalizar un modelo, generalmente de escayola, obtenido mediante la técnica de impresión convencional o bien la propia impresión antes de vaciarla y positivarla.

En el supuesto de digitalizar el modelo de escayola, atornillaremos al análogo de implante un aditamento que codifique la posición tridimensional del implante, mientras que, si digitalizamos directamente la impresión, tendremos que atornillar al poste de impresión un análogo que esté codificado, no siendo necesario el vaciar en escayola el modelo impreso.

La técnica de **digitalización directa** consiste en el uso de un dispositivo que capta directamente la posición tridimensional de los implantes, pudiendo además captar, o no, las estructuras vecinas.

Estos dispositivos los podemos diferenciar en dos grandes grupos:

1. Dispositivos extraorales: Estos consisten en cámaras extraorales que por una tecnología denominada fotogrametría, captan la posición tridimensional de los implantes (Penarrocha-Oltra et al., 2014). Este tipo de tecnología únicamente capta la posición tridimensional de los implantes, sin registrar las estructuras vecinas (Revilla-León et al., 2021a), por lo que es necesario escanear, o bien tomar una impresión por método convencional, de los tejidos blandos y dientes adyacentes, en el caso que los hubiera.

2. Dispositivos intraorales: Estos consisten en cámaras intraorales, generalmente conocidas como, escáneres intraorales, que mediante diferentes tecnologías van a captar directamente de la boca del paciente cierta información. Por ser la tecnología utilizada en este proyecto nos centraremos en el funcionamiento de los escáneres intraorales.

Actualmente, para la toma de impresión con técnica digital directa intraoral se precisa la utilización de escáneres intraorales para captar una serie de información primaria en forma de nube de puntos (**proceso de captación**). Estos puntos, están representados por coordenadas “x” “y” y “z”. Posteriormente, mediante el uso de software y algoritmos propios de cada escáner se procede a la creación de una malla tridimensional (**proceso de reconstrucción**) y termina con el análisis y limpieza de las mallas reconstruidas (**posprocesado**) dando como resultado la obtención de un modelo tridimensional (Mizumoto y Yilmaz, 2018).

La tecnología de captación de esta nube de puntos se puede dividir en dos grandes grupos, por contacto o sin contacto.

Casi la totalidad de los escáneres intraorales disponibles actualmente son del tipo sin contacto. Dentro de este gran grupo podemos destacar diferentes tecnologías para la captación de la nube de puntos: microscopía confocal, triangulación, interferometría, muestreo con frente de onda, luz estructurada, láser y video, entre otros (Çakmak et al., 2020; Logozzo et al., 2014; F. Mangano et al., 2020).

Independientemente de la tecnología específica utilizada, los escáneres intraorales captan una única parte del objeto al mismo tiempo. Por lo que en un primer paso de captación de la nube de puntos debe ser registrada en un sistema de coordenadas global determinado por la posición del escáner. Esta nube de puntos será unificada posteriormente en la fase de reconstrucción. Generalmente cuanto más densa sea la nube de puntos registrada por el escáner intraoral, más exacta será la reconstrucción virtual del objeto. Y viceversa, si existe falta de información en la nube de puntos, podría causar problemas en la reconstrucción tridimensional dando como resultado imperfecciones o zonas ausentes (Mizumoto y Yilmaz, 2018).

Una vez el **proceso de captación** de la nube de puntos ha finalizado, se inicia el **proceso de reconstrucción**. Los algoritmos utilizados para la reconstrucción tridimensional son propiedad intelectual, y por tanto desconocidos, pero se podría decir, que todos se basan en el algoritmo de punto iterativo más cercano (por la traducción literal de *iterative closest point*) (Tapie et al., 2015a, 2015b). Esto consiste encontrar la correspondencia de 2 puntos comunes separados en dos nubes de puntos captadas en momentos diferentes. Para ello se realiza un alineado aplicando una matriz de transformación, reduciendo al máximo el error de las medias cuadráticas de dos grupos de puntos (Mizumoto y Yilmaz, 2018). Una vez se ha realizado el alineado se procede al cosido de los dos grupos de puntos (*stitching*) (F. Mangano et al., 2020).

Una vez se ha creado una única nube de puntos, esta se convierte en una imagen digital, generalmente denominada malla poligonal, debido a que la superficie generada es representada mediante una sucesión de polígonos planos. Estos polígonos, consisten principalmente en triángulos (Tapie et al., 2015b), los cuales reciben el nombre de teselas. Estas otorgan el nombre a este tipo de archivos, por sus siglas en inglés, STL (*Standard Tessellation Language*). Pero la reconstrucción tridimensional que se ven en las pantallas de los escáneres cuando se está realizando el proceso de captación no es del todo real, ya que hay un posprocesado de las imágenes, el cual es imprescindible, ya que la gran mayoría de mallas poligonales tienen defectos en forma de: elementos aislados, ángulos o vértices individuales, huecos, solapados, intersecciones, ruido u orientación inconsistente. Aunque hoy en día los escáneres intraorales son capaces de captar una nube de puntos muy densa, el mayor reto es limitar el ruido y anomalías resultantes debido a los problemas inherentes de la cavidad oral. Este ruido está formado por todas aquellas zonas de la malla digitalizadas por el escáner, que no están definidas correctamente, como pueden ser encía móvil, lengua o elementos de retracción (Mizumoto y Yilmaz, 2018).

Se han descrito **factores que pueden afectar negativamente al funcionamiento de los escáneres** intraorales (Arcuri et al., 2020; Çakmak et al., 2020; Gómez-Polo et al., 2022b; F. Mangano et al., 2020; Mizumoto y Yilmaz, 2018; Mutwalli et al., 2018; Papaspyridakos et al., 2020; Revilla-León et al., 2022, 2021b, 2019a; Rutkūnas et al., 2017; Tapie et al., 2015a; Yilmaz et al., 2021). Estos se pueden dividir en:

1. Factores dependientes del paciente: saliva, sangre, movimiento de labio y mejillas, cantidad de encía adherida, superficies reflectantes de la cavidad oral, movimiento del paciente, superficie a escanear, presencia de referencias anatómicas, forma de arcada.
2. Factores dependientes del operador: protocolo de escaneado, experiencia del operador, habilidad del operador
3. Factores dependientes del ambiente: iluminación externa, humedad, temperatura.
4. Factores dependientes del escáner: tecnología utilizada, calibrado del escáner, versión del software.
5. Factores dependientes de los implantes: posición, angulación, profundidad, distancia entre implantes, número de implantes, longitud total del escaneado.
6. Factores dependientes de los cuerpos de escaneado: tipo de conexión, diseño, dimensiones, material y superficie, reutilización.

Por ser el tema del que trata esta investigación profundizaremos en cada uno de estos factores.

- a. Tipo de conexión: Las conexiones sobre implantes clásicamente se han dividido en interna y externa, pero a nivel del asentamiento del cuerpo de escaneado, es más determinante saber si son conexión plano horizontal con plano horizontal o bien una conexión cónica, en cuyo caso el plano será inclinado, ya que la determinación del plano de conexión es más sencilla a nivel horizontal que inclinado. En el caso de utilizar un plano inclinado la fuerza de apretamiento del tornillo podría influir negativamente mientras que en el caso de utilizar un plano horizontal esto no sucedería (Giménez et al., 2015c).
- b. Diseño: Respecto a éste, existe una gran variedad de cuerpos de escaneado con diferentes formas. Los hay con formas simples o bien con formas complejas. El objetivo de introducir formas complejas es para que el escáner intraoral las pueda captar mejor, aunque es conveniente que estas

irregularidades tenga formas suaves ya que ángulos muy marcados podrían introducir errores en la malla (Pan et al., 2022). Independientemente del diseño más apropiado para el escáner intraoral, es importante hacer diseños los cuales puedan ser producidos por los diferentes sistemas CAM, ya que si son anatomías muy complejas será más difícil para las fresadoras el producirlos de una manera fidedigna (Imburgia et al., 2020).

- c. Dimensiones: las dimensiones disponibles de los cuerpos de escaneados son muy diversas, se pueden encontrar cuerpos de escaneado de tamaños de entre 3 y 17 mm de longitud y 4 o 5 mm de diámetro (Fluegge et al., 2017). Es importante la proporción entre cuerpo de escaneado digitalizado y su longitud total real. Ya que, si la relación es desfavorable, es decir, si se digitaliza un porcentaje bajo de la longitud total, podría dar lugar a alineados inexactos (Flügge et al., 2016).
- d. Material y superficie: El material puede influir en la calidad de la malla obtenida por el escaneado intraoral. El que mejores valores ha registrado, en cuanto a exactitud, es el PEEK (polyetheretherketone) ya que es opaco y los escáneres intraorales lo captan con facilidad, obteniendo unas mallas de muy alta calidad, pero se le atribuye el inconveniente que radiográficamente no es posible comprobar si está en una correcta situación respecto al implante, ya que es radiolúcido. En segundo lugar, en cuanto a exactitud está el Titanio. Este tiene el principal inconveniente que, tras su fresado, tiene una superficie brillante por lo que habría que utilizar un polvo que elimine los reflejos, manteniendo la forma, color y opacidad (Kurz et al., 2015), o bien someterlo a un arenado, transformando el titanio brillante en titanio mate (Arcuri et al., 2020). Por último la combinación de ambos, lo que en principio se planteó para obtener las mejores cualidades de ambos grupos (PEEK para el escaneado, y Titanio para el correcto asentamiento) se vio que se obtenían los peores resultados en cuanto a exactitud,

probablemente debido a las tolerancias necesarias para el ensamblaje de las diferentes partes (Arcuri et al., 2020).

- e. Reutilización: La reutilización de los cuerpos de escaneado es posible si estos están fabricados por materiales duraderos y con posibilidad de ser sometidos a las temperaturas necesarias para su correcta esterilización. En este sentido los cuerpos de escaneado de PEEK han experimentado un desgaste mayor que los de titanio, aunque existen estudios que permiten utilizarlos hasta 10 veces sin encontrar demasiadas deficiencias en cuanto a exactitud (Sawyers et al., 2019), cuando estos son sometidos a temperaturas altas de esterilización, sí que se han observado pequeñas deficiencias (Kato et al., 2022).

Cuando nos encontramos tramos largos el software debe realizar un mayor número de superposiciones pudiendo introducir mayor error, ya que cada alineado de cada imagen, lleva intrínseco un pequeño error (Mutwalli et al., 2018), por lo que se han reportado resultados más favorables cuando trabajamos en hemiarquadas respecto a cuando trabajamos en arquadas completas (Schmidt et al., 2021). También se ha descrito que a mayor número de implantes mayor es la desviación respecto al grupo control (Chochlidakis et al., 2020). Para conseguir un correcto cosido de las diferentes imágenes se necesitan estructuras apropiadas. Se han descrito como estructuras apropiadas las caras oclusales de molares y premolares, siendo más complicado el cosido de las imágenes cuando nos encontramos con bordes incisales y tramos edéntulos, donde las referencias geométricas de la anatomía son más escasas. (Mutwalli et al., 2018). Cuanto mayor sea la distancia entre dos estructuras apropiadas, mayor será el error del escaneado. Por lo que es un reto cuando existen tramos edéntulos amplios entre dientes o implantes (Gómez-Polo et al., 2021).

Cuando se utilizan métodos de toma de impresión **digitales** sobre implantes, debido a que los escáneres intraorales no son capaces de escanear zonas subgingivales (Chew et al., 2017), debemos utilizar unos aditamentos, generalmente también roscados sobre los implantes, denominados **cuerpos de escaneado** (F. Mangano et al., 2020).

Estos cuerpos de escaneo codifican la orientación, angulación y posición espacial de los implantes respecto a las estructuras vecinas. Su topografía es registrada por los escáneres intra o extraorales (Çakmak et al., 2020)

Actualmente los cuerpos de escaneo pueden estar compuestos por materiales monolíticos o bien combinación de estos. Los materiales más utilizados son PEEK, aleaciones de Titanio, aleaciones de Aluminio y varios tipos de resina (Arcuri et al., 2020).

Las morfologías y tamaños de los diferentes cuerpos de escaneo disponibles son muy diversos, pero en todos se puede encontrar las siguientes **zonas** (Gómez-Polo et al., 2022a; Huang et al., 2020; Marques et al., 2021; Mizumoto y Yilmaz, 2018):

1. **Zona escaneable:** es la porción más importante en cuanto a la captación digital, y la que contiene la información que va a ser escaneada por el escáner intraoral, y que nos permitirá posicionar tridimensionalmente el análogo digital del implante. Generalmente contiene una cara o un bisel plano, con el objetivo de introducir una forma asimétrica lo que permite, por un lado, localizar la indexación del elemento anti rotatorio de nuestro implante, y por otro, mejorar el reconocimiento de la superficie por parte del software.
Esta zona escaneable puede estar compuesta por una o más áreas.
2. **Cuerpo:** Actúa de transición entre la zona escaneable y la conexión. Su morfología en la porción apical dependerá de la conexión del implante, y en la porción coronal dependerá de las características morfológicas de la zona escaneable.
3. **Base del cuerpo de escaneo:** este dependerá directamente de la conexión del implante para el que cada cuerpo de escaneo esté diseñado. Es la porción del cuerpo de escaneo, encargada del correcto asentamiento entre este, y la plataforma del implante. Puede ser o no ser del mismo material que la zona escaneable. Una conexión cónica muy profunda o bien una diferencia de material entre implante y base puede suponer un

desplazamiento del cuerpo de escaneado cuando este es situado en posición.

Estos deben tener formas que permitan a las tecnologías ópticas de los escáneres intraorales a tomar ciertas referencias en forma de nube de puntos. El correcto registro del cuerpo de escaneado es esencial para para correcta transferencia de la posición del implante (F. Mangano et al., 2020; Park et al., 2020).

Una vez hemos obtenido esta red de puntos y el programa informático la haya reconstruido y posprocesado, se introducirá el archivo en un programa específico de diseño dental donde se procederá al **alineado** del objeto CAD (*computer aided design*) u objeto maestro presente en las librerías digitales (F. Mangano et al., 2020). Este procedimiento de alineado generalmente es realizado en los programas dentales de diseño CAD, donde las librerías están codificadas y correctamente posicionadas (Pan et al., 2022). A diferencia de los programas de ingeniería inversa donde conocemos el procedimiento, así como la superficie utilizada para el alineado, en el caso de los programas de uso dental, desconocemos el algoritmo y la superficie utilizada, aunque se sabe que utilizan un algoritmo basado en registrar en la misma posición los vértices de dos nubes de puntos diferentes en una misma posición espacial usando una media cuadrática de las distancias entre los vértices, eliminando los valores o vértices extremos (Fluegge et al., 2017).

El motivo de la realización de este procedimiento de alineado, es porque los archivos obtenidos a partir de los escáneres intraorales tienen pequeños errores, por lo que es imposible identificar figuras geométricas perfectas (Pan et al., 2022). Especialmente complicado es cuando en el archivo escaneado existen ángulos agudos, como normalmente existen en la gran mayoría de cuerpos de escaneado, debido a que los algoritmos de reconstrucción y posprocesado lo detectan como ruido por lo que tienden a eliminar los ángulos agudos y difuminarlos dando como resultado una imagen ligeramente sobrecontorneada o infracontorneada (F. Mangano et al., 2020; Mizumoto y Yilmaz, 2018). Gracias a que los archivos CAD son objetos matemáticos perfectos, lo que se realiza es, mediante diferentes algoritmos de superposición, colocar el objeto maestro del cuerpo de escaneado, de manera que cuanto más precisa sea la malla, mejor será este alineado (Choi et al., 2020; Fluegge et al., 2017; Mizumoto et al., 2020; Mizumoto

y Yilmaz, 2018; Pan et al., 2022). Valores de RMS (*root mean square*) de 0,010 mm se han descrito como excelentes, mientras que valores de 0,050 mm se han descrito como una correspondencia pobre (Mizumoto y Yilmaz, 2018). Una malla deficiente o deformada puede dar lugar a un mal alineado lo que tendrá como resultado la creación de un modelo que no corresponderá con la realidad, comenzado todo el proceso de diseño y confección de la restauración definitiva desde una posición errónea (F. Mangano et al., 2020). Existen dos factores que pueden influir en un mal alineado del objeto CAD y una malla bien escaneada. En primer lugar, tenemos la tolerancia de fabricación de los propios cuerpos de escaneado (Pan et al., 2020), y en segundo lugar el error del escáner a la hora de captar estas figuras geométricas (Pan et al., 2022).

Este objeto maestro u objeto CAD, consiste en una serie de figuras geométricas unidas entre sí. Como toda figura geométrica es exacta y sin error (F. Mangano et al., 2020), de manera que una vez posicionado el objeto CAD del cuerpo de escaneado y conociendo su tamaño y forma se posicionará el análogo virtual del implante de manera exacta, reproduciendo angulación, orientación, así como la posición espacial (Choi et al., 2020; Flügge et al., 2018; Laohverapanich et al., 2021) sin ninguna limitación respecto a la situación subgingival (F. Mangano et al., 2020). El último paso sería el de la eliminación del cuerpo de escaneado de la malla mediante una operación booleana de resta, dejando la malla con el análogo digital en su posición, el cual está codificado y relacionado con todos los componentes de diseño presentes en las librerías digitales (F. Mangano et al., 2020). Finalmente, en el caso que sea preciso, es posible confeccionar un modelo tridimensional, obtenido mediante técnicas aditivas o sustractivas (Revilla-León et al., 2020). Estos modelos tridimensionales estarán compuestos de los dientes, estructuras vecinas y los análogos virtuales en su posición, de la forma más similar posible a la presente en la cavidad oral (Choi et al., 2020). Una vez realizado estos procedimientos se podría pasar a la fase de diseño y fabricación de las restauraciones implantosoportadas.

Aunque el proceso de producción de las restauraciones tiene un error de por sí, el paso de la toma de impresión digital sigue siendo un factor fundamental ya que es el punto de partida a partir del cual se diseñarán y confeccionarán las restauraciones (Chew et al., 2017; Rutkūnas et al., 2017).

Uno de los principales motivos por los que la toma impresión digital es especialmente interesante es porque las técnicas digitales nos van a permitir el realizar restauraciones definitivas con una mejor estandarización (Motel et al., 2020) y sin la necesidad de hacer un modelo físico (Laohverapanich et al., 2021), cuya exactitud estaría condicionada por diversos factores, pudiendo sumar algún error durante su obtención, el cual trasladaríamos a la restauración final (Revilla-León et al., 2020).

Cuando se analizan los errores acumulados por el flujo digital, se concluye que la mayor fuente de inexactitud la tiene el fresado, con una desviación estándar de $\pm 98\mu\text{m}$ y la toma de impresión digital, es culpable de un error estándar de $\pm 21\mu\text{m}$ (Koch et al., 2016).

2.2.3 Comparación técnica convencional vs digital

Cuando comparamos exactitud en el posicionamiento tridimensional del análogo del implante, ya sea analógico o digital, entre las técnicas convencionales y las digitales vemos que existe cierta controversia. Existen autores que afirman que por lo general obtenemos mejores valores cuando se tratan de técnicas convencionales (Motel et al., 2020). Aunque podemos encontrar diversos estudios clínicos que demuestran que la opción digital es una solución predecible para la realización de restauraciones sobre implantes unitarias o de tramos (Chochlidakis et al., 2020; Joda et al., 2019; Lerner et al., 2020). Sin embargo, revisiones bibliográficas han demostrado dificultades en la fabricación de restauraciones de arcada completa sobre implantes, partiendo de un registro inicial procedente de un escáner intraoral (Rutkūnas et al., 2017). Por el contrario, cuando realizamos estudios *in vitro*, encontramos revisiones y meta-análisis que demuestran que las técnicas digitales ofrecen un ajuste suficientemente bueno (Holmes et al., 1989) como para hacer estructuras, incluso de arcada completa (Flügge et al., 2018; Paspaspyridakos et al., 2020).

Lo cierto es, que existe un problema a la hora de realizar estudios clínicos, y es que es complicado obtener una referencia real de una situación clínica a la que podamos comparar otros registros. El sistema considerado como, mejor sistema de medición actualmente, es la máquina de medición de coordenadas (CMM), ya que se le atribuye un error de $1\mu\text{m}$, seguido de los escáneres extraorales de mayor calidad donde el error está entorno a las $6\mu\text{m}$ (F. G. Mangano et al., 2020; Wulfman

et al., 2020). El inconveniente es que es considerado imposible, el realizar una medición con este tipo de dispositivos en un paciente real (Rutkunas et al., 2020). Por tanto la mejor comparación a día de hoy, pasaría por una toma de impresión, y aunque sea considerado el *gold-standard* en toma de impresiones sobre implantes (Papaspriidakos et al., 2014), lleva implícito un error, y por tanto partimos de un modelo de referencia defectuoso, o desvirtuado con respecto a la realidad (Flügge et al., 2018). Parece haber consenso en que, la literatura actual es insuficiente a día de hoy, y son necesarios ensayos clínicos aleatorizados para poder obtener una mayor evidencia sobre si son los métodos digitales mejores, igual o peores que los convencionales (García-Gil et al., 2020).

Estos datos se encuentran en continua mejora a favor de las técnicas digitales, ya que la evolución de la odontología digital está demostrando ser rápida. La mejora en los protocolos y la actualización de los programas internos de los escáneres intraorales, mejoran los diferentes algoritmos que estos utilizan, lo que conlleva a que, con el mismo *hardware*, podamos conseguir unos mejores resultados. Esto quiere decir que hoy en día es posible conseguir mejores resultados con un mismo escáner intraoral, que los que conseguíamos hace 5 años. El motivo es que, al ser un proceso digital, las mejoras del mismo no vienen por el desarrollo de un nuevo material de impresión o la creación de un material nuevo, sino que la optimización de la obtención o procesamiento de los datos, o bien la creación o mejora de un algoritmo es implementado de manera inmediata en todos los programas de los escáneres intraorales (Gómez-Polo et al., 2022a).

Se han descrito ciertos aspectos que podrían hacernos decantar por toma de impresiones digitales frente a técnicas convencionales (Chew et al., 2017; Jung et al., 2022; Knechtle et al., 2022; Motel et al., 2020; Papaspriidakos et al., 2020; Park et al., 2020; Wulfman et al., 2020): eficiencia en el tiempo, protocolos más estandarizados, confort del paciente, posibilidad de reacciones alérgicas a los materiales de impresión, simplificación de protocolos clínicos, mejor comunicación con el laboratorio, almacenado de archivos en formato electrónico. A día de hoy existen numerosos estudios que nos garantizan que al menos para prótesis parciales fijas implanto soportadas, las técnicas de impresión mediante tecnología digital, con escáneres intraorales, nos dan un ajuste suficientemente bueno como para considerarlas como una alternativa a las técnicas convencionales. Si es cierto que, la utilización de los escáneres intraorales **no garantiza un ajuste pasivo** de las

restauraciones (Schmidt et al., 2019) especialmente cuando se trata de pacientes completamente desdentados (Knechtle et al., 2022).

2.3 El ajuste pasivo

En este punto debemos definir el concepto de **ajuste pasivo** como una condición clínica donde la rehabilitación protésica no es responsable de cargas estáticas en el sistema protodónico o en el tejido óseo circundante. Si hubiera tensiones, éstas podrían provocar el desarrollo de complicaciones clínicas a largo plazo. (Arcuri et al., 2020). El ajuste pasivo debería ser el objetivo de toda rehabilitación implanto protésica.

Se han descrito diversas complicaciones derivadas de un mal ajuste entre los componentes protéticos y los implantes. En primer lugar, complicaciones biológicas en el hueso como, micro fracturas óseas, remodelación o reabsorción ósea, así como en la encía por la aparición de mucositis (Rutkunas et al., 2020). Y en segundo lugar, complicaciones mecánicas como, aflojamiento o rotura de tornillos, fractura de componentes estéticos, o fractura de estructuras (Agustín-Panadero et al., 2020; Ciocca et al., 2018).

El **desajuste** clínicamente **aceptable** de las restauraciones implantosoportadas es muy discutido. Algunos autores sugieren un desajuste de 100-150 μm en sentido horizontal y $0,4^\circ$ de angulación (Andriessen et al., 2014; Rutkūnas et al., 2017) como límite para evitar complicaciones a largo plazo como pueden ser, pérdida de retención, aflojamiento de tornillo, fractura del material de recubrimiento protético (Arcuri et al., 2020). Además, la infiltración bacteriana en el espacio formado por el desajuste entre el implante y la restauración puede provocar complicaciones biológicas en los tejidos circundantes, como inflamación y pérdida ósea (Arcuri et al., 2020; Pesce et al., 2018; Rutkūnas et al., 2017). Estudios recientes, sugieren que, el desajuste máximo permitido en las restauraciones implanto soportadas, debería ser entre 59 y 72 μm (Papaspyridakos et al., 2012). Aunque en un reciente meta-análisis se propone 200 μm como un desajuste clínicamente aceptable (Papaspyridakos et al., 2020).

El ajuste pasivo perfecto es considerado prácticamente imposible, ya que cada paso tanto clínico como de laboratorio desde la obtención de la impresión a la obtención de un modelo maestro y posterior creación de la restauración lleva implícito un pequeño error (Arcuri et al., 2020).

En la Figura 2.2-1 puede observarse los diferentes flujos de trabajo para la confección de restauraciones. Cada uno de estos pasos está sujeto a un error, y el minimizar cada uno de ellos, y poder controlarlos, reduce el posible desajuste final entre restauración y diente o implante.

La prácticamente nula movilidad de los implantes osteointegrados, en comparación con los dientes (Boldt et al., 2012), hace que las restauraciones implantosoportadas requieran una mayor exactitud que en el caso de las prótesis dentosoportadas, ya que los implantes no pueden compensar pequeños desajustes de la prótesis (Rutkūnas et al., 2017). Esta necesidad de ajuste se hace aún más importante cuando trabajamos con restauraciones atornilladas, o bien utilizamos prótesis con materiales cuyo módulo de elasticidad es alto (Rutkūnas et al., 2017), ya que ante una presencia de tensión, su deformación será prácticamente nula.

2.4 Exactitud: veracidad y precisión

La **exactitud** (*accuracy*) está compuesta por veracidad y precisión. La **veracidad** (*trueness*) determina cuánto se equivoca una medición respecto a nuestra verdad. La **precisión** (*precision*) determina la capacidad de repetir una misma medición bajo una condición específica. (Kim et al., 2019; Mutwalli et al., 2018; Revilla-León et al., 2021b). La precisión a su vez la podemos dividir en dos parámetros: **Repetitividad** y **Reproducibilidad** (Mutwalli et al., 2018). En la repetitividad un espécimen es analizado de la misma manera, por el mismo operador y el mismo equipo de medición bajo las mismas condiciones. Según la ISO (12836:2015) debe tomarse la medida 30 veces bajo las mismas condiciones. En la reproducibilidad las condiciones cambian, por ejemplo, el operador.

Los términos veracidad y precisión relacionados con la metrología, se pueden correlacionar con los términos estadísticos de valor medio y desviación estándar. De manera que el valor medio hace referencia a la veracidad, mientras que la desviación estándar hace referencia a la precisión (Gómez-Polo et al., 2022b).

3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

3.1 Justificación

La toma de impresiones sobre implantes dentales mediante el uso de escáneres intraorales, requiere del uso de unos cuerpos de escaneado para transferir la posición tridimensional del implante respecto a las estructuras vecinas en una posición coincidente con la situación real.

El correcto alineado del objeto CAD a la malla tridimensional obtenida a partir del escáner intraoral es un paso de suma importancia.

La influencia de la visibilidad del cuerpo de escaneado no ha sido suficientemente estudiada, y se desconoce si existe una influencia negativa entre la proporción de cuerpo de escaneado visible y sumergido, a la hora de posicionar tridimensional y digitalmente nuestro implante.

Este proyecto de tesis doctoral tiene como finalidad última, el analizar la influencia de la cantidad de cuerpo de escaneado utilizado para la superposición del objeto maestro a la hora de determinar el centro del implante, el eje del implante y la posición del plano anti rotatorio.

Para este propósito se diseñó una metodología en la que se intentó eliminar todos los posibles factores que pudieran afectar negativamente al análisis de esta exactitud y aislar únicamente el factor, superposición de cuerpo de escaneado, pudiendo analizar y medir de manera directa, cuánto influye realmente la cantidad de cuerpo de escaneado superpuesta en el error final de todo el sistema de toma de impresión digital sobre implantes.

3.2 Objetivos

3.2.1 Objetivos Generales

1. Analizar la influencia de la superficie de alineado del cuerpo de escaneado en la determinación del eje y del centro del implante para muestras diseñadas con fines de posicionamiento rotatorio y anti rotatorio.
2. Analizar la influencia de la superficie de alineado del cuerpo de escaneado en la determinación del plano anti rotatorio para muestras diseñadas con fines de posicionamiento anti rotatorio.

3.2.2 Objetivos específicos

1. Analizar cómo influye la morfología del cuerpo de escaneado en la determinación del eje, del centro y del plano anti rotatorio del implante.
2. Analizar cómo influye el diámetro apical del cuerpo de escaneado en la determinación del eje, del centro y del plano anti rotatorio del implante.
3. Analizar cómo influye la posición del plano anti rotatorio del cuerpo de escaneado en la determinación del eje, del centro y del plano anti rotatorio del implante.
4. Analizar cómo influye el grado de conicidad del cuerpo de escaneado en la determinación del eje y del centro del implante.

3.3 Hipótesis de trabajo

Las Hipótesis nulas planteadas en la presente investigación son:

H₀: La cantidad de cuerpo de escaneado utilizada para ejecutar el algoritmo de alineado no tendrá influencia en el correcto posicionamiento tridimensional del eje del implante, el centro del implante y el plano anti rotatorio.

H₁: Las diferentes variaciones morfológicas del cuerpo de escaneado no tendrán influencia en la determinación del eje del implante, centro del implante y plano anti rotatorio.

4. MATERIAL Y MÉTODO

4. MATERIAL Y MÉTODO

4.1 Material

4.1.1 El cuerpo de escaneado

Para el diseño de las muestras se utilizó el programa Geomagic Wrap 2017 (3D Systems©, Rock Hill, SC, USA). Este software nos permite la realización de diferentes figuras poligonales, así como la realización de diferentes operaciones booleanas para la obtención del diseño final.

Una vez diseñados los cuerpos de escaneado se procedió a la producción de los mismos, mediante:

- Fresadora: Se utilizó una fresadora de 5 ejes: Imex-Icore 450i (imes-core, Hessen, Germany).
- Fresas: Han-song 2,5x20 y 1x16 (Han-Song M&T, Gyeonggi-do, Korea).
- Disco: Se utilizó un disco de Titanio Grado V de 98x16 mm (Nicroallium TA6v ELI, Acnis International, Chassieu, France).
- Arenadora: Se utilizó una arenadora industrial que reproducía el mismo patrón de arenado para todas las muestras. El proceso de arenado de las muestras es propiedad intelectual del centro que confeccionó las muestras y no ha sido facilitado en esta investigación.

4.1.2 El modelo maestro

Para la confección del modelo maestro se utilizó el software Exocad (Exocad DentalCAD, Darmstadt, Germany). Se editó digitalmente un modelo previamente escaneado.

Una vez diseñado se imprimió mediante tecnología de impresión 3D, utilizando una impresora LCD, Anycubic Photon MonoSE (Photon mono SE. LCD 2K; Anycubic, Shenzhen, China). El modelo fue laminado mediante el programa Chitubox v1.8.0 (Chitubox; Chitubox, Shenzhen, China).

La resina fotosensible utilizada para la impresión del modelo de maestro fue la Phrozen Aqua Gray 4K (Phrozen Technology, Hsinchu, Taiwan).

Tras la impresión del mismo se realizó un proceso de lavado con alcohol isopropílico al 99% (EQM Soluciones Químicas, España) en una máquina de lavado, Anycubic *wash&cure v2.0* (Anycubic, Shenzhen, China).

Tras el lavado se procedió a una pospolimerización durante 6 minutos, en una máquina de curado, Anycubic *wash&cure v2.0* (Anycubic, Shenzhen, China).

4.1.3 El escaneado

- Dispositivo para escaneado: Para la realización de los escaneados se utilizó una base giratoria, sobre la que se situaba la muestra y el escáner se posicionó en el mismo lugar sin variar su posición durante el escaneado.
- Escáner utilizado: Trios3 color (3shape, Copenhagen, Denmark). La tecnología utilizada por este escáner se basa en la tecnología óptica confocal para crear una nube de puntos que puede ser exportada como STL.
- Control de la iluminación: Se controló al ambiente lumínico a 1000 lux., para ello se utilizó un luxómetro, Digital Light Meter LX1330B (Dr.Meter, Union City, California)

4.1.4 Alineado y medición

El alineado de los cuerpos de escaneado de los objetos CAD fue realizado mediante el programa de diseño dental, Exocad (Exocad DentalCAD). Posteriormente, fueron exportados e introducidos en un programa de ingeniería inversa, Geomagic Wrap 2017 (3D Systems©), con el objetivo de realizar las mediciones tanto lineales como angulares .

4.2 Método

4.2.1 El cuerpo de escaneado

Para el **diseño** de los cuerpos de escaneado se utilizó el programa Geomagic Wrap 2017 (3D Systems©).

En el diseño de todos los cuerpos de escaneado fueron utilizados los mismos ejes de coordenadas y posición espacial de forma que el:

- a) Punto con coordenadas $xyz= 0,0,0$ será el punto central del complejo cuerpo de escaneado/conexión. Será coincidente con el punto central del implante.
- b) Punto con coordenadas $xyz= 0,0,1$ será el punto central del polígono que formará el cuerpo de escaneado. El espacio entre este punto y el punto

central del eje de coordenadas será ocupado por la propia conexión del complejo cuerpo de escaneado/conexión.

- c) Plano z será es el plano formado por los ejes “x” e “y”. Corresponde al plano superior del cuerpo de escaneado. Su posición espacial será siempre 0,0,10.
- d) Plano x será el plano formado por los ejes “y” y “z”. Corresponde a la posición del plano anti rotatorio en el caso de que el cuerpo de escaneado tenga dicho elemento.
- e) Eje z corresponderá al eje axial del cuerpo de escaneado. Su vector director será siempre 0,0,1

Se crearon 8 objetos poligonales diferentes:

- a) Cilindro de 4 mm de diámetro (Figura 4.2.1-1):

1. Punto inferior 0, 0, 1
2. Dirección 0, 0, 1
3. Altura 9 mm
4. Diámetro 4 mm

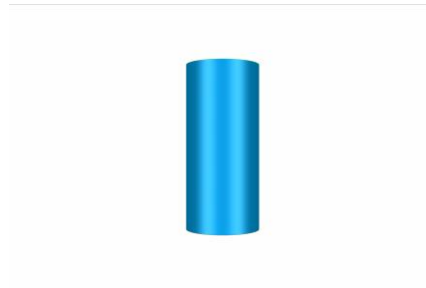


Figura 4.2.1-1 Cilindro de 4mm de diámetro y 9mm de altura

- b) Cilindro de 5 mm de diámetro (Figura 4.2.1-2):

1. Punto inferior 0, 0, 1
2. Dirección 0, 0, 1
3. Altura 9 mm
4. Diámetro 5 mm



Figura 4.2.1-2 Cilindro de 5 mm de diámetro y 9 mm de altura

- c) Esfera de 4 mm de diámetro (Figura 4.2.1-3):

1. Punto central 0, 0, 8,5
2. Diámetro 4 mm

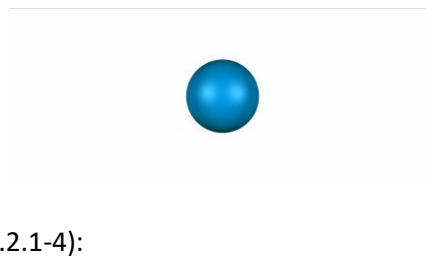


Figura 4.2.1-3 Esfera de 4 mm de diámetro

- d) Esfera de 5 mm de diámetro (Figura 4.2.1-4):

1. Punto central 0, 0, 8,5
2. Diámetro 5 mm



Figura 4.2.1-4 Esfera de 5 mm de diámetro

e) Cono de diámetro 4 mm y conicidad 10% (Figura 4.2.1-5):

Figura 4.2.1-5 Cono de 4 mm de diámetro inferior y conicidad del 10%



1. Punto inferior: 0, 0, 1
2. Dirección 0, 0, 1
3. Altura 9 mm
4. Diámetro inferior 4 mm
5. Diámetro superior 3,1

f) Cono de diámetro 4 mm y conicidad 5% (Figura 4.2.1-6):

Figura 4.2.1-6 Cono de 4 mm de diámetro y conicidad del 5%



1. Punto inferior: 0, 0, 1
2. Dirección 0, 0, 1
3. Altura 9 mm
4. Diámetro inferior 4 mm
5. Diámetro superior 3,55

g) Cono de diámetro 5 mm y conicidad 10% (Figura 4.2.1-7):

Figura 4.2.1-7 Cono de 5 mm de diámetro y conicidad del 10%



1. Punto inferior: 0, 0, 1
2. Dirección 0, 0, 1
3. Altura 9 mm
4. Diámetro inferior 5 mm
5. Diámetro superior 4,1

h) Cono de diámetro 5 mm y conicidad 5% (Figura 4.2.1-8):

Figura 4.2.1-8 Cono de 5 mm de diámetro y conicidad del 5%



1. Punto inferior: 0, 0, 1
2. Dirección 0, 0, 1
3. Altura 9 mm
4. Diámetro inferior 5 mm
5. Diámetro superior 4,55

Estos objetos fueron convertidos en polígonos en el programa Geomagic Wrap 2017 (3D Systems©) con un tamaño máximo de triángulo de 0,01 mm.

Una vez obtenidos los polígonos, fueron editados y unidos en función del grupo al que pertenecían. Se separaron los diseños de los cuerpos de escaneado en dos grandes grupos con diferentes variables cada uno:

- a) Cuerpos de escaneo con elemento anti rotatorio. Se realizó una combinación de 3 variables (diámetro inferior, morfología oclusal y plano anti rotatorio) siendo la variable forma geométrica constante en todos los cuerpos de escaneo con elemento anti rotatorio.

Variables combinadas:

1. Forma geométrica: cilíndrica
2. Diámetro inferior
 - i. 4 mm
 - ii. 5 mm
3. Morfología oclusal
 - i. Plana. No se introdujo modificación coronal del cuerpo de escaneo
 - ii. Redondeada.
 - a) En el cilindro correspondiente (Figura 4.2.1-9 a) se generó un plano de corte paralelo al plano xy, con una rotación x y de 0° y una posición de 8,5 z (Figura 4.2.1-9 b) y fue eliminada la parte superior (Figura 4.2.1-9 c)

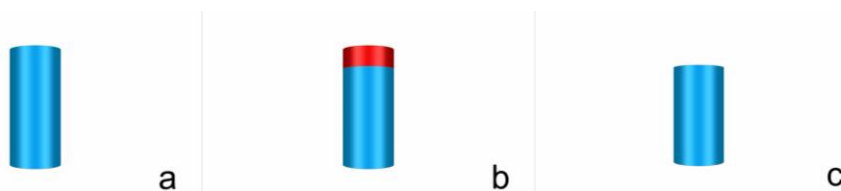


Figura 4.2.1-9
 a) Cilindro de 4 mm de diámetro y 9 de alto
 b) Selección de 1,5 mm superiores
 c) Eliminación de 1,5 mm superiores

- b) En la esfera correspondiente se generó un plano de corte paralelo al plano xy, con una rotación x y de 0° y una posición de 8,5 (Figura 4.2.1-10 a) y fue eliminada la parte inferior. A continuación, se generó otro plano de corte paralelo al plano xy con una rotación xy de 0° y una posición de 8,5 y fue eliminada la parte superior. Dando como resultado



Figura 4.2.1-10
 a) Selección de los planos de corte de la esfera.
 b) Eliminación de los planos de corte de la esfera

Figura 4.2.1-11
Unión de los
polígonos de las
figuras 9 y 10



una semiesfera con la parte superior plana (Figura 4.2.1-10 b)

c) El resultado de los cortes del cilindro y de la esfera fueron unidos en un nuevo polígono mediante la combinación de los mismos (Figura 4.2.1-11).

4. Elemento anti rotatorio

i. situado al 5% del diámetro del polígono

a) Se generó un plano de corte paralelo al plano YZ, con una con una rotación x y de 0° y una posición equivalente al 5% del total del diámetro del cilindro.

a. Cilindro 4 mm= 1,8 mm

b. Cilindro 5 mm= 2,25 mm

ii. situado al 15% del diámetro del polígono.

a) Se generó un plano de corte paralelo al plano YZ, con una con una rotación x y de 0° y una posición equivalente al 15% del total del diámetro del cilindro.

a. Cilindro 4 mm= 1,4 mm

b. Cilindro 5 mm= 1,75 mm

Tabla 4.2-1 Resumen de los diferentes tipos de cuerpo de escaneado para el grupo que posee elemento anti rotacional.

Forma geométrica	Diámetro (mm)	Morfología Oclusal	Elemento anti rotatorio	Nombre del Grupo
Cilindro	4	Plana	5%	C4P5
Cilindro	4	Redondeada	5%	C4R5
Cilindro	4	Plana	15%	C4P15
Cilindro	4	Redondeada	15%	C4R15
Cilindro	5	Plana	5%	C5P5
Cilindro	5	Redondeada	5%	C5R5
Cilindro	5	Plana	15%	C5P15
Cilindro	5	Redondeada	15%	C5R15

Para una mejor comprensión sobre el nombre del grupo y para facilitar la lectura de la memoria de este proyecto, se describe a continuación el porqué de cada una de las abreviaturas del grupo de cuerpos de escaneado con elemento anti rotatorio.

La abreviatura consta de 4 elementos:

1. Letra C: corresponde a la forma geométrica del cuerpo de escaneado, en el caso de los cuerpos de escaneado utilizados para este grupo con elemento anti rotatorio todos fueron cilíndricos.
2. Número 4 ó 5: Corresponde al diámetro del cilindro. En este caso las variables estudiadas fueron de 4 y 5 mm.
3. Letra P o R: La procedencia de esta letra lo da la forma coronal del cuerpo de escaneado. Se estudiaron dos variables, una redondeada y otra plana, tal y como se explicó anteriormente. La letra P corresponde a la terminación plana, y la letra R a la terminación redondeada.
4. Número 5 o 15: Corresponde al porcentaje de cuerpo de escaneado eliminado para la creación del plano anti rotatorio.

De manera que una muestra con nombre de muestra C4P5 será un cuerpo de escaneado cilíndrico (C) de diámetro 4 (4) con la terminación coronal plana (P) y un elemento anti rotatorio situado en el 5% del diámetro total (5)

Figura 4.2.1-12
Elementos poligonales
del cuerpo de
escaneado C4P5

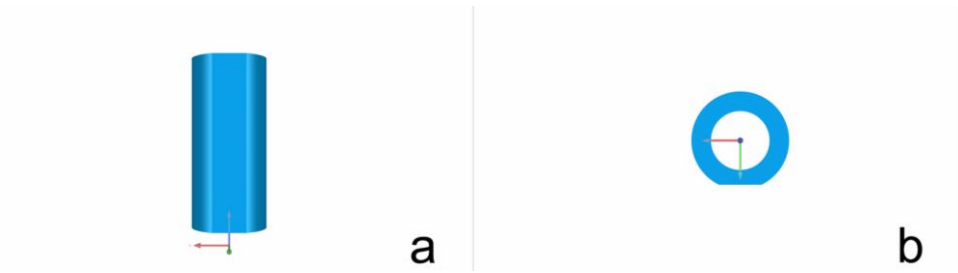


Figura 4.2.1-13
Elementos poligonales
del cuerpo de
escaneado C4R5

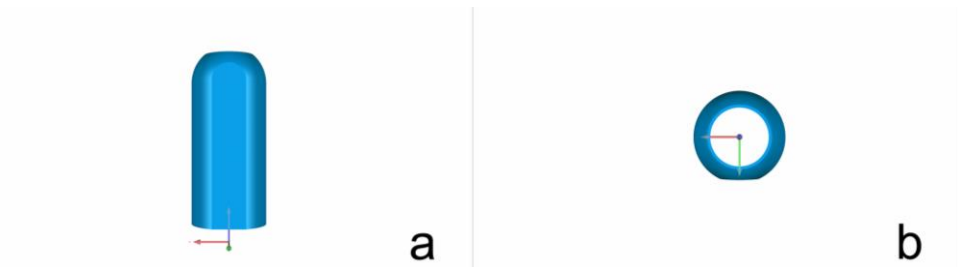


Figura 4.2.1-14
Elementos poligonales
del cuerpo de
escaneado C4P15

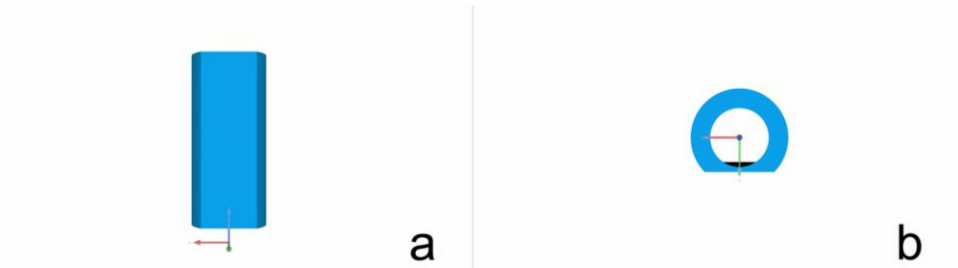


Figura 4.2.1-15
Elementos poligonales
del cuerpo de
escaneado C4R15.

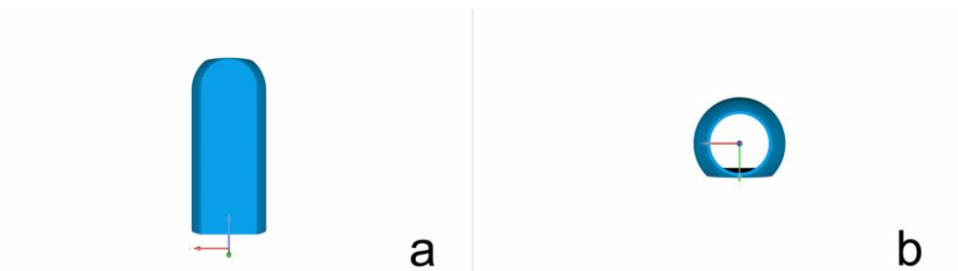




Figura 4.2.1-16
Elementos poligonales
del cuerpo de
escaneado C5P5

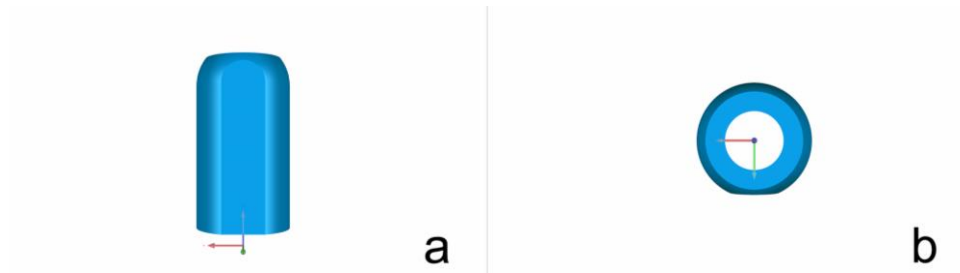


Figura 4.2.1-17
Elementos poligonales
del cuerpo de
escaneado C5R5

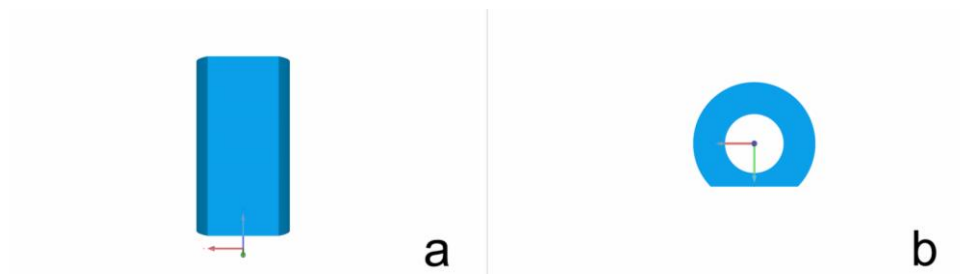


Figura 4.2.1-18
Elementos poligonales
del cuerpo de
escaneado C5P15

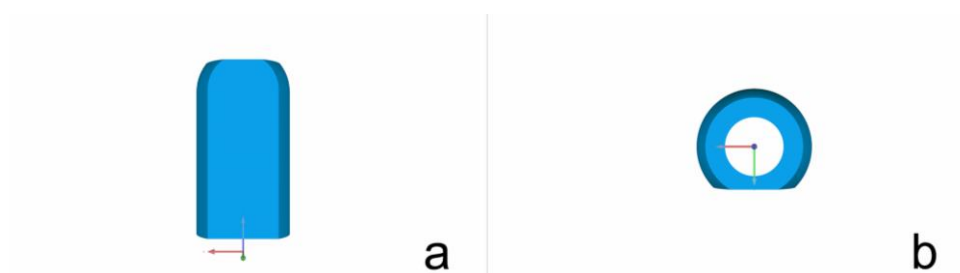


Figura 4.2.1-19
Elementos poligonales
del cuerpo de
escaneado C5R15

b) Cuerpos de escaneado sin elemento anti rotatorio. Se realizó una combinación de 3 variables (forma geométrica, diámetro inferior y morfología oclusal).

1. Forma geométrica

- i. Cilindro
- ii. Cono 5%
- iii. Cono 10%

2. Diámetro inferior

- i. 4 mm
- ii. 5 mm

3. Morfología oclusal

- i. Plana
- ii. Redondeada

a) En el cilindro correspondiente se generó un plano de corte paralelo al plano xy, con una rotación x y de 0° y una posición de 8,5 y fue eliminada la parte superior.

b) en la esfera correspondiente se generó un plano de corte paralelo al plano xy, con una rotación x y de 0° y una posición de 8,5 y fue eliminada la parte inferior. A continuación, se generó otro plano de corte paralelo al plano xy con una rotación x y de 0° y una posición de 8,5 y fue eliminada la parte superior.

c) El resultado de los cortes del cilindro y de la esfera fueron unidos en un nuevo polígono mediante la combinación de los mismos.

4. Elemento anti rotatorio

- i. Ninguno.

Tras realizar todas las combinaciones posibles en cada uno de los dos grupos se obtuvieron 8 cuerpos de escaneados para cada grupo. Las imágenes correspondientes a este grupo se encuentran en el Anexo 9.2.

Forma geométrica	Diámetro (mm)	Morfología Oclusal	Elemento anti rotatorio	Nombre del Grupo
Cilindro	4	Plana	NO	C4P
Cilindro	4	Redondeada	NO	C4R
Cilindro	5	Plana	NO	C5P
Cilindro	5	Redondeada	NO	C5R
Cono 5%	4	Plana	NO	Co54P
Cono 10%	4	Plana	NO	Co104P
Cono 5%	5	Plana	NO	Co55P
Cono 10%	5	Plana	NO	Co105P

Tabla 4.2-2 Resumen de los diferentes tipos de cuerpo de escaneado para el grupo que no posee elemento anti rotacional

Para una mejor comprensión sobre el nombre del grupo y para facilitar la lectura de la tesis doctoral se describe a continuación el porqué de cada una de las abreviaturas del grupo de cuerpos de escaneado sin elemento anti rotatorio.

La abreviatura consta de 3 elementos:

1. Letra C, Co5 o Co10: corresponde a la forma geométrica del cuerpo de escaneado, en el caso de los cuerpos de escaneado utilizados para este grupo encontramos 4 elementos con una forma cilíndrica (C) y 4 con forma cónica (Co) de los cuales 2 tienen una conicidad del 5% y otros dos del 10% (Co5 y Co10 respectivamente)
2. Número 4 o 5: Corresponde al diámetro del cilindro. En este caso las variables estudiadas fueron de 4 y 5 mm.
3. Letra P o R: La procedencia de esta letra lo da la forma coronal del cuerpo de escaneado. Se estudiaron dos variables, una redondeada y otra plana, tal y como se explicó anteriormente. La letra P corresponde a la terminación plana, y la letra R a la terminación redondeada.

De manera que una muestra con nombre de muestra Co55P será un cuerpo de escaneado cónico de 5° (Co5) de diámetro 5 (5) con la terminación coronal plana (P).

Tras el diseño de los polígonos, tanto del grupo de cuerpo de escaneado rotatorios como los no rotatorios, se le añadió la base de conexión del implante. Esta base tenía una altura de 1 mm, un diámetro de conexión de 4,1 mm y un diámetro superior correspondiente al diámetro inferior del polígono correspondiente. De esta manera todos los complejos cuerpo de escaneado/conexión tenían una altura de 10 mm

Los complejos resultantes fueron exportados en formato STL.

Figura 4.2.1-20 Cuerpo de escaneado C4P5 con la base de conexión

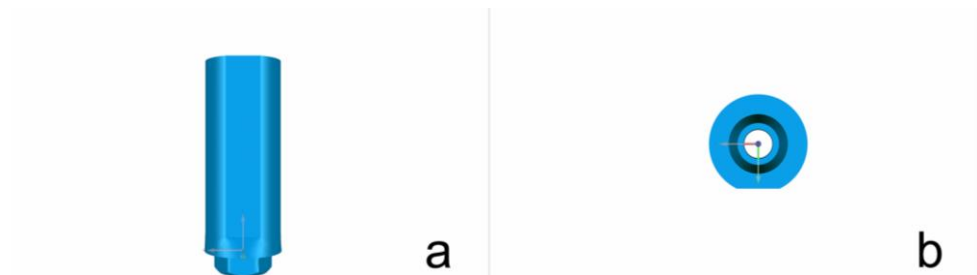


Figura 4.2.1-21 Cuerpo de escaneado C4R5 con la base de conexión



Figura 4.2.1-22 Cuerpo de escaneado C4P15 con la base de conexión

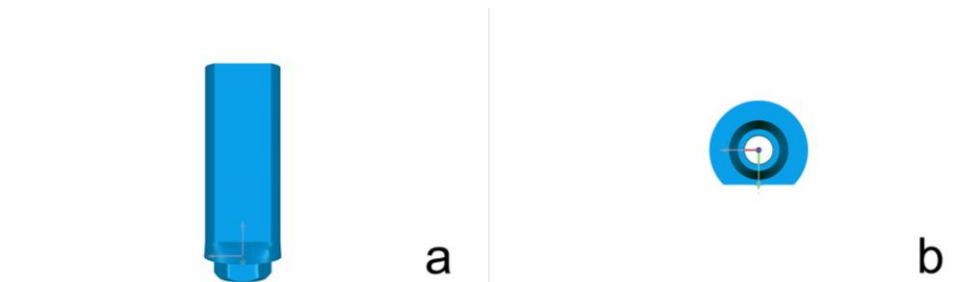


Figura 4.2.1-23 Cuerpo de escaneado C4R15 con la base de conexión





Figura 4.2.1-24 Cuerpo de escaneado C5P5 con la base de conexión



Figura 4.2.1-25 Cuerpo de escaneado C5R5 con la base de conexión



Figura 4.2.1-26 Cuerpo de escaneado C5P15 con la base de conexión

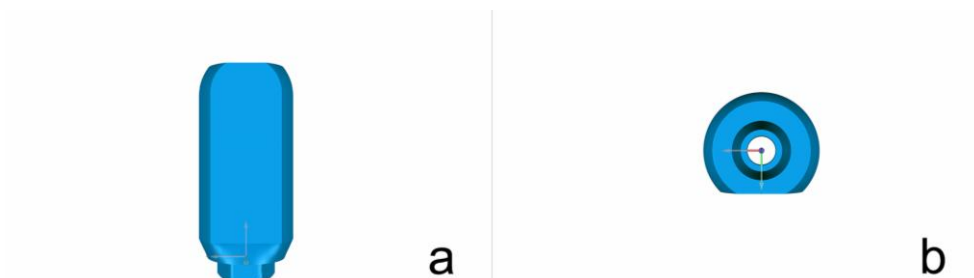


Figura 4.2.1-27 Cuerpo de escaneado C5R15 con la base de conexión

Una vez diseñados los diferentes cuerpos de escaneado se procedió a la exportación de los mismos en formato STL y se envió al centro de producción CAM (*computer aided manufacturing*).

Para la mecanización de los diferentes diseños se utilizó una fresadora de 5 ejes, Imex-Icore 450i. Todos los cuerpos de escaneado fueron obtenidos del mismo disco de Titanio, Titanio Grado V, Nicrallium TA6v ELI, de dimensiones 98x16 mm, con un set de fresas nuevo Han-song 2,5x20 y 1x16. Para impedir que la zona correspondiente al polígono tuviera imperfecciones debido a la necesidad de colocación de los conectores del fresado, estos fueron colocados en el milímetro correspondiente entre el plano de conexión del implante al principio de la figura poligonal, de manera que la eliminación de los mismos no influiría en la morfología del cuerpo de escaneado.

Tras el fresado fue sometido a un tratamiento de chorreado de óxido de aluminio con la finalidad de obtener una superficie mate, lo que eliminará los posibles brillos generados tras la emisión de luz por parte del escáner intraoral. Este chorreado fue realizado de manera mecánica, de manera que todos los cuerpos de escaneado recibieron la misma presión, a la misma distancia y durante el mismo tiempo. Debido a que este procedimiento es propiedad intelectual de la empresa que confeccionó las muestras, los datos técnicos no han sido facilitados.

4.2.2 El modelo maestro

Para la confección del modelo maestro se utilizó una impresora LCD Anycubic Photon MonoSE (Figura 4.2.2-1 a) y resina fotosensible, Phrozen Aqua Gray 4K (Figura 4.2.2-1 b). El modelo impreso tenía un molar en posición de 17, un diente ausente en posición del 16 al que se le incorporó una réplica de implante digital, Zimmer Biomet conexión Certain® (Zimmer Biomet, Palm Beach Gardens, FL, USA), compatible con la base de conexión utilizadas en el diseño de los cuerpos de escaneado, y un premolar en posición del 15.



Los parámetros de impresión de la impresora LCD utilizados fueron:

- Altura de capa: 0,04 mm
- Número total de capas inferiores: 8
- Tiempo de exposición: 1,4 segundos
- Tiempo de exposición de las capas inferiores: 40 segundos
- Retardo de apagado inferior 1 segundo.

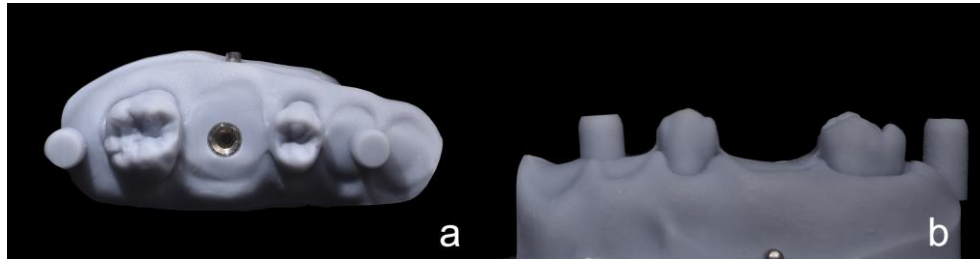
Previamente a la impresión del modelo se realizó un test de calibrado de la exposición de la impresora y la resina para obtener valores óptimos, y poder introducir la réplica digital en su orificio correspondiente.

Tras la impresión se procedió a una limpieza con alcohol isopropílico al 99% durante 6 minutos en la cuba de la máquina de lavado Anycubic *wash&cure v2.0*.

Tras el lavado de las muestras, se esperó 30 minutos hasta que se produjo la evaporización total del alcohol. Una vez secos se sometió el modelo a un proceso de poscurado en la máquina de curado Anycubic *wash&cure v2.0*, durante 6 minutos.

Figura 4.2.2-2

- a) Vista oclusal del modelo maestro con la réplica en posición
- b) Vista lateral del modelo maestro con el vástago pasante posicionado.

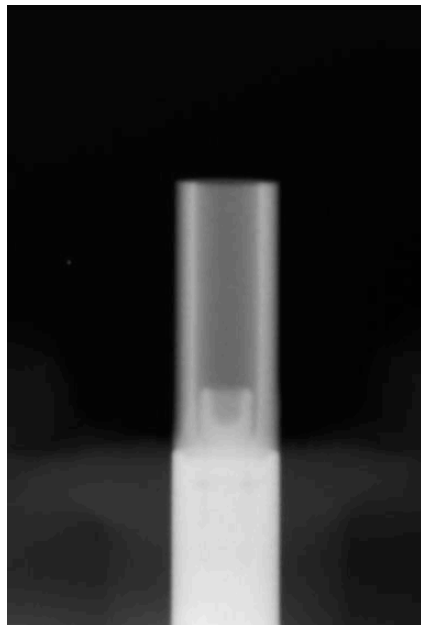


La réplica se posicionó a presión, 0,5 mm subgingival, en la misma posición donde fue diseñada (Figura 4.2.2-2 a). Posteriormente se fijó con una vástago pasante para evitar su movimiento y confirmar su correcta posición (Figura 4.2.2-2 b).

4.2.3 El escaneado

Todos los escaneados se realizaron bajo un ambiente de luz controlado de 1000 lúmenes, mediante un luxómetro, Digital Light Meter LX1330B.

Figura 4.2.3-1 Imagen radiográfica de una comprobación del correcto ajuste entre cuerpo de escaneado y réplica



El modelo fue escaneado sin ningún cuerpo de escaneado mediante el escáner intraoral Trios 3 (3Shape Dental Systems, Copenhagen, Denmark). Tras este primer escaneado se procedió al bloqueo (mediante la herramienta del programa del escáner) de la zona correspondiente a los dientes, dejando solo posibilidad de modificar la zona correspondiente al implante, y se duplicó 16 veces. A continuación, se fueron atornillando, de uno en uno, los 8 cuerpos de escaneado de cada uno de los grupos, con un torque de 15Ncm, siguiendo los consejos de la casa comercial de la réplica del implante.

El correcto ajuste del cuerpo de escaneado fue comprobado radiográficamente. Para ello se colocó una placa radiográfica de tamaño 2 de Digora (Digora, Soredex), en la parte lingual del modelo maestro, en una posición paralela al cuerpo de escaneado y perpendicular al horizonte. Tras su colocación se realizó una radiografía, se realizó un revelado digital con el Digora Optime (Digora, Soredex) y se comprobó mediante el visor propio del programa de revelado digital Sorcom (Sorcom, Soredex,) que el cuerpo de escaneado estaba posicionado en el

lugar correcto, sin encontrar espacio entre la estructura de la réplica del implante y el cuerpo de escaneado (Figura 4.2.3-1).

Una vez comprobado el correcto ajuste se editó cada uno de los escaneados y se reescaneó la zona del cuerpo de escaneado. Se obtuvieron, por tanto, 16 archivos STL que fueron exportados, obteniendo tantos archivos como cuerpos de escaneado estudiados. Este escaneado se realizó con el escáner en la misma posición, sin moverlo en ningún momento, con una angulación de 55° entre la punta del escáner intraoral y el cuerpo de escaneado (Figura 4.2.3-2).

Una vez posicionado tanto el escáner como el modelo con el cuerpo de escaneado, se activó la base giratoria, en sentido de las agujas del reloj, con una velocidad de 360° cada 15 segundos, de manera que todos los cuerpos de escaneado fueron digitalizados con el escáner en la misma posición respecto al modelo maestro, realizando el mismo movimiento de giro. En la totalidad de los escaneados, fue suficiente con dos vueltas completas, de 360°, para registrar, sin ningún defecto, cada uno de los 16 cuerpos de escaneado.

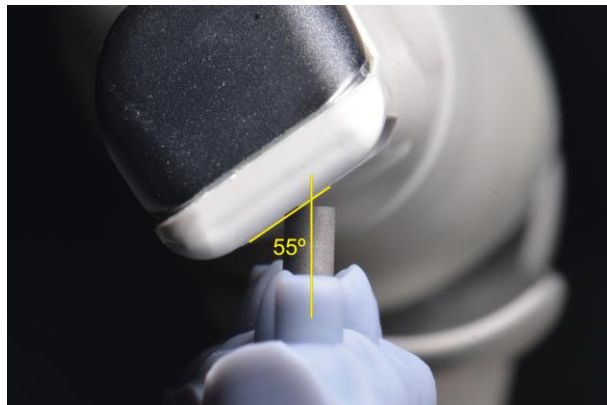


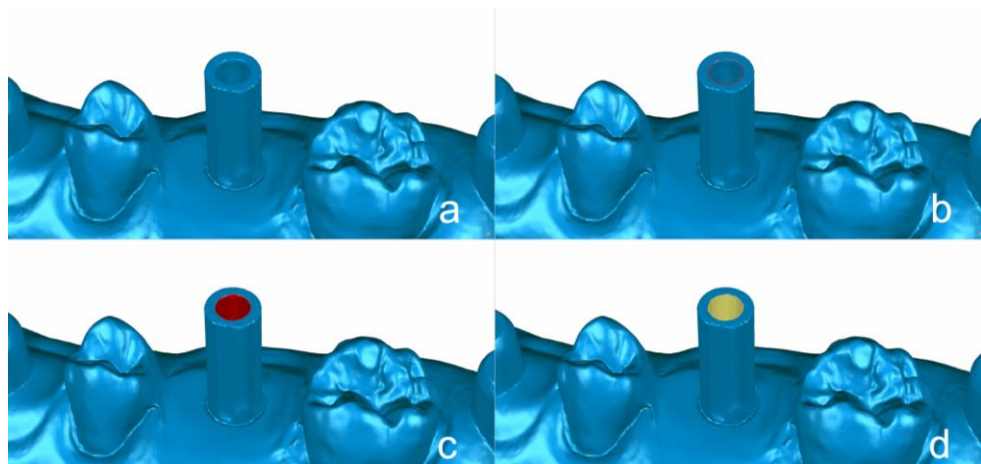
Figura 4.2.3-2 Detalle de la relación entre escáner, y cuerpo de escaneado

4.2.4 Alineado y medición

Antes del proceso de alineado y con objeto de evitar posibles artefactos debido a la profundidad de la chimenea de acceso del tornillo del cuerpo de escaneado tras la digitalización por el escáner intraoral (Figura 4.2.4-1 a), se creó un *rasgo* (Figura 4.2.4-1 b), en el software Geomagic Wrap 2017 (3D Systems©), a partir de una polilínea con forma circular en la parte coronal del cuerpo de escaneado, lo más cercano posible al acceso de dicha chimenea. Se seleccionó toda la malla comprendida en el interior de dicho *rasgo* (Figura 4.2.4-1 c), y se eliminó, con el objetivo de no entorpecer los alineados de los cuerpos de escaneado (Figura 4.2.4-1 d).

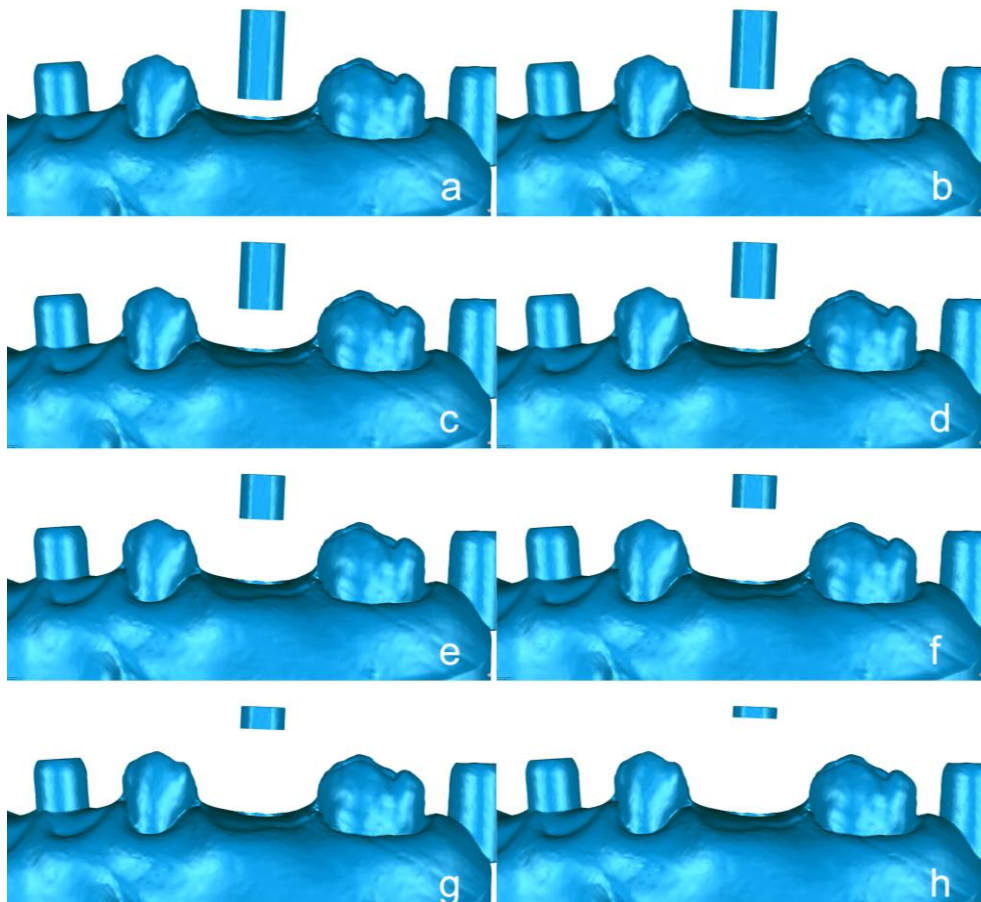
Figura 4.2.4-1 Detalle del proceso de eliminación de la parte interna de la chimenea del cuerpo de escaneado

- a) Situación inicial
- b) Delimitación de la zona a eliminar
- c) Selección de la zona interna de la chimenea
- d) Eliminación de la zona interna de la chimenea



El archivo STL obtenido por el escáner intraoral fue importado al programa Geomagic Wrap 2017 (3D Systems©). Se creó un plano (plano 8) paralelo a la conexión del implante y a dos milímetros de está en dirección Z. Toda la malla que se encontraba coronal a la posición de la encía y apical al plano 8 se eliminó y se guardó como un nuevo objeto, con nombre: "Nombre del grupo" _8 mm (Figura 4.2.4-2 a). A continuación, se creó un plano (plano 7) 1 milímetro coronal al plano 8 y se eliminó la superficie de la malla comprendida entre el plano 7 y el plano 8 y

Figura 4.2.4-2 Procedimiento de acortamiento digital de un cuerpo de escaneado, con disminuciones progresivas de 1mm

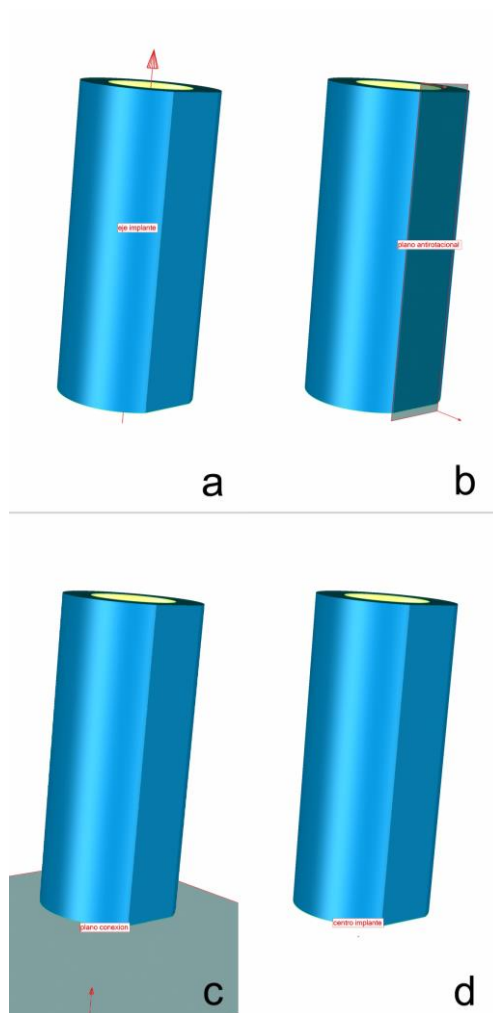


se guardó como un nuevo objeto, con nombre: “Nombre del grupo”_7 mm (Figura 4.2.4-2 b). A continuación se creó un plano (plano 6) 1 milímetro coronal al plano 7 y se eliminó la superficie de la malla comprendida entre el plano 6 y el plano 7 y se guardó como un nuevo objeto, con nombre: “Nombre del grupo”_6 mm (Figura 4.2.4-2 c). Posteriormente se creó un plano (plano 5) 1 milímetro coronal al plano 6 y se eliminó la superficie de la malla comprendida entre el plano 5 y el plano 6 y se guardó como un nuevo objeto, con nombre: “Nombre del grupo”_5 mm (Figura 4.2.4-2 d). A continuación se creó un plano (plano 4) 1 milímetro coronal al plano 5 y se eliminó la superficie de la malla comprendida entre el plano 4 y el plano 5 y se guardó como un nuevo objeto, con nombre: “Nombre del grupo”_4 mm (Figura 4.2.4-2 e). Seguidamente se creó un plano (plano 3) 1 milímetro coronal al plano 4 y se eliminó la superficie de la malla comprendida entre el plano 3 y el plano 4 y se guardó como un nuevo objeto, con nombre: “Nombre del grupo”_3 mm (Figura 4.2.4-2 f). Posteriormente se creó un plano (plano 2) 1 milímetro coronal al plano 3 y se eliminó la superficie de la malla comprendida entre el plano 2 y el plano 3 y se guardó como un nuevo objeto, con nombre: “Nombre del grupo”_2 mm (Figura 4.2.4-2 g). Por último se creó un plano (plano 1) 1 milímetro coronal al plano 2 y se eliminó la superficie de la malla comprendida entre el plano 1 y el plano 2 y se guardó como un nuevo objeto, con nombre: “Nombre del grupo”_1 mm (Figura 4.2.4-2 h). De manera que se generaron 8 nuevos modelos, los cuales fueron exportados en formato STL. Es importante recalcar que la posición tridimensional de estos modelos es exactamente igual, ya que es el mismo modelo editado digitalmente, sin cambiar su posición.

El siguiente paso fue importar cada uno de estos modelos al software de diseño Exocad. Además, se importó a la misma escena el objeto CAD, y este fue alineado mediante la selección de 4 puntos comunes entre el objeto escaneado y el objeto CAD. Posteriormente se realizó un segundo alineado, mediante el algoritmo ajuste fino del software, teniendo en cuenta el porcentaje de cuerpo de escaneado visible en el modelo, ya que cada uno de los 8 modelos de cada grupo tenían una superficie visible diferente. El objeto CAD con la nueva posición tridimensional fue exportado, en formato STL, con nombre: CAD_nombre del grupo_x mm, en función del grupo y la altura de cuerpo de escaneado visible en la malla sobre la que se alineó.

El siguiente paso fue importar cada uno de los objetos CAD, alineados en el paso anterior, al software Geomagic Wrap 2017 (3D Systems®), e introducir una serie de rasgos en cada uno de los 8 objetos CAD alineados por grupo, los cuales consistían en:

Figura 4.2.4-3
Procedimiento de codificación del cuerpo de escaneado con los diferentes rasgos
a) Eje del axial
b) Plano anti rotatorio
c) Plano de conexión
d) Punto central



1. Eje axial del cuerpo de escaneado: Eje del cilindro/cono, situado en el centro de éste. Coincidente con el Eje Z. Se creó seleccionando la parte cilíndrica/cónica del cuerpo de escaneado y creando un cilindro/cono por mejor adaptación, y con contacto de superficie (Figura 4.2.4-3 a).

2. Plano anti rotatorio: Se creó seleccionando la parte plana del cilindro del cuerpo de escaneado y creando un plano por mejor adaptación, y con contacto de superficie. Este plano únicamente fue creado en los cuerpos de escaneado del grupo a, ya que los del grupo b carecían de dicho elemento (Figura 4.2.4-3 b).

3. Plano de conexión: Para la creación de este plano se creó un primer plano

(plano coronal) por mejor adaptación, y con contacto de superficie, seleccionando la parte plana de la zona coronal del cuerpo de escaneado. Posteriormente se creó un plano paralelo al plano coronal con una distancia de -10 mm siguiendo el eje axial, del rasgo 1. Este tuvo como resultado la obtención de un plano correspondiente a la conexión del complejo cuerpo de escaneado/conexión con el implante (Figura 4.2.4-3 c).

4. Punto central del cuerpo de escaneado: Se creó mediante la intersección del eje axial del cuerpo de escaneado y el plano de conexión. Este tuvo como resultado la obtención del punto central del cuerpo de escaneado que será coincidente con el centro del implante y a su vez coincidente con el punto en el origen (Figura 4.2.4-3 d).

Los 4 rasgos fueron construidos con una desviación de 0,0000 mm y de 0,0000°, ya que son objetos matemáticos sin posibilidad de error.

Una vez obtenidos y alineados los 8 pares de objetos STL se procedió a la alineación de las réplicas del implante, con su correspondiente información. Se duplicó la réplica del implante tantas veces como pares de modelos alineados.

El alineado de la réplica del implante se realizó mediante el algoritmo alineado por objetos. Para esto se seleccionó como malla de referencia el cuerpo de escaneado y como malla flotante la réplica del implante. Se realizó un alineado por pares de objetos (Figura 4.2.4-4):

1. Plano de conexión del cuerpo de escaneado – Plano de conexión del implante
2. Eje axial del cuerpo de escaneado – Eje axial del implante
3. Punto central del cuerpo de escaneado – Punto central del implante.
4. Plano anti rotatorio del cuerpo de escaneado – Plano anti rotatorio de la réplica del implante.

El alineado, del mismo modo que la construcción de los rasgos, fue realizado sin error alguno, ya que, al tratarse de objetos matemáticos la congruencia entre las mallas fue exacta.

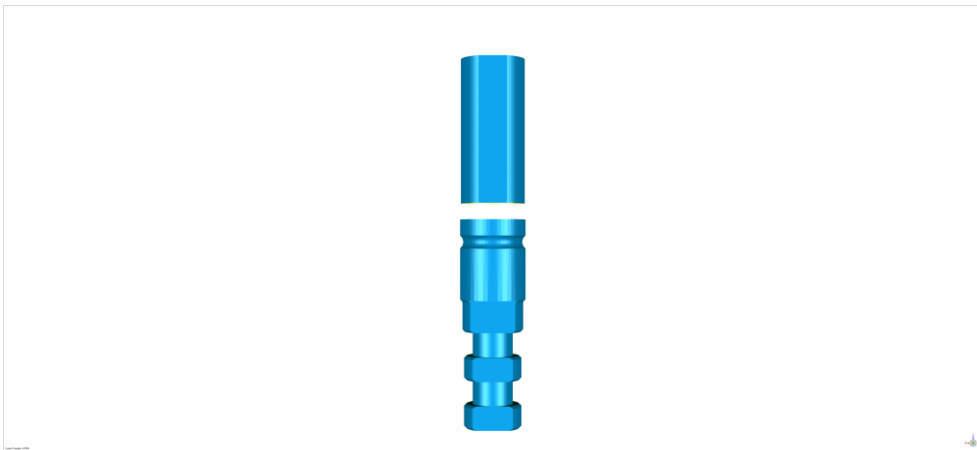


Figura 4.2.4-4 Zona escaneable del cuerpo de escaneado alineada a la réplica de implante digital.

El proceso de alineado fue repetido para cada par de mallas. Obteniendo así 8 réplicas de implante con 8 posiciones diferentes.

Las discrepancias del alineado y la influencia de la cantidad de cuerpo de escaneado alineado fue calculada midiendo:

1. Distancia entre el punto central maestro (punto central obtenido por el alineado de la longitud más larga del cuerpo de escaneado con las sucesivas) con el punto central de las diferentes réplicas.

Para el cálculo de esta distancia se exportaron las coordenadas de cada punto y se midió la distancia mediante la fórmula:

$$\text{distancia } P1, P2 = \sqrt{(x1 - x2)^2 + (y1 - y2)^2 + (z1 - z2)^2}$$

Donde P1 es el punto central del implante maestro con coordenadas (x1, y1, z1) y P2 es el punto central de las sucesivas réplicas de implante con coordenadas (x2, y2, z2)

2. Ángulo entre el eje del implante maestro (Eje axial obtenido por el alineado de la longitud más larga del cuerpo de escaneado) con los sucesivos ejes

Para el cálculo de los ángulos fue exportado el vector del eje principal de cada cilindro y se utilizó la siguiente fórmula.

$$\theta = \arccos\left(\frac{\vec{A} \cdot \vec{B}}{|\vec{A}| \cdot |\vec{B}|}\right)$$

Donde:

$$\vec{A} \cdot \vec{B} = A_x B_x + A_y B_y + A_z B_z$$

$$|\vec{A}| \cdot |\vec{B}| = \sqrt{(A_x)^2 + (A_y)^2 + (A_z)^2} \times \sqrt{(B_x)^2 + (B_y)^2 + (B_z)^2}$$

El resultado de dicha fórmula nos obtendrá los radianes, que se define como, el ángulo que en una circunferencia subtende respecto del centro O un arco MN con igual longitud que el radio r. De manera que para convertir radianes a ángulos deberemos despejar la siguiente fórmula:

$$\alpha = \frac{\theta \times 180^\circ}{\pi}$$

Donde:

$$\alpha = \text{ángulo en grados}$$

$$\theta = \text{ángulo en radianes}$$

$$\pi = 3,14159$$

3. Diferencia entre la posición del plano de anti rotación del implante maestro (Plano anti rotatorio obtenido por el alineado de la longitud más larga del cuerpo de escaneado) y el plano de anti de los sucesivos implantes.

Para esto se utilizó como referencia la normal del plano. Esta se conoce como un vector perpendicular a un plano. Por lo que para el cálculo de la diferencia entre dichas normales se siguió la misma fórmula utilizada en el cálculo de la discrepancia del eje maestro.

Para el análisis de las desviaciones de los cuerpos de escaneado que no incorporaban elemento anti rotatorio se realizaron los mismos pasos exceptuando el punto 3 (diferencia entre la posición del plano de anti rotación del implante maestro).

4.2.5 Análisis estadístico utilizado

Los datos de distancia entre centros, divergencia entre ángulos y divergencia ente planos anti rotatorios (en el caso de los cuerpos de escaneado que tenían dicho elemento) fueron introducidos en el IBM SPSS Statistics 27.0 (IBM, Armonk, NY, USA) y se realizaron los siguientes test estadísticos:

- a) Test de Wilcoxon para comparar las distribuciones de cada parámetro de alineación entre dos modelos de cuerpo escaneado. Se aplicó la corrección de Bonferroni para el control del error de tipo I.
- b) Modelos de regresión no lineal para estudiar el tipo de relación entre la desviación de la alineación y la magnitud del recorte aplicado. Se comparará la bondad de ajuste mediante el valor del R^2 , seleccionándose así el modelo óptimo y proporcionando la ecuación correspondiente.
- c) Prueba de Mann-Whitney para evaluar el efecto de las diferentes variables de diseño del implante sobre los parámetros de la alineación.

El *nivel de significatividad* empleado en los análisis fue del 5% ($\alpha=0,05$). Entendiendo que cualquier p-valor menor a 0,05 es indicativo de una relación estadísticamente significativa. Por contra, un p-valor mayor o igual a 0,05 indica ausencia de relación.

5. RESULTADOS

5. RESULTADOS

Las tablas generadas para la redacción de los resultados de la memoria se encuentran en el apéndice 9.1, de manera que, durante la redacción de los resultados únicamente se hará mención a las tablas más significativas o con interés estadístico.

Es conveniente recordar que cuando hablamos de, ángulo entre ejes, centro y plano anti rotatorio, estamos hablando tanto de los cuerpos de escaneado como de los implantes, ya que estos son los mismos, sin ningún tipo de error al tratarse de objetos CAD, que al ser objetos matemáticos están exentos de error, y su alineado es perfecto.

5.1 Comparación del ángulo entre eje del implante

La Tabla 5.1-1 presenta las mediciones exactas obtenidas para los diferentes grupos y distintas longitudes de alineado:

	GRUPO															
	C4P	C4P15	C4P5	C4R	C4R15	C4R5	C5P	C5P15	C5P5	CSR	CSR15	CSR5	CO104P	CO105P	CO54P	CO55P
ANG 8mm	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000
ANG 7mm	,0181	,0115	,0057	,0057	,0207	,0128	,0496	,0573	,0172	,0405	,0181	,0584	,0081	,0384	,0207	,0286
ANG 6mm	,0349	,0057	,0128	,0181	,0309	,0128	,0570	,0697	,0128	,0519	,0181	,0462	,0000	,0413	,0236	,0309
ANG 5mm	,0458	,0081	,0128	,0349	,0417	,0057	,0492	,0690	,0362	,0576	,0697	,0367	,0081	,0417	,0462	,0334
ANG 4mm	,0653	,0256	,0162	,0472	,1090	,0876	,0407	,0630	,0334	,0810	,1107	,0671	,0292	,0747	,0734	,0367
ANG 3mm	,0697	,0292	,0367	,0924	,3063	,2393	,0417	,0745	,0286	,0852	,1102	,0590	,0367	,0810	,0653	,0115
ANG 2mm	,0764	,0349	,0924	,3416	,9572	,3462	,0351	,1033	,1033	,1437	,1056	,0648	,0653	,0873	,0692	,0519
ANG 1mm	,0979	,0796	,1377	1,2468	,9806	,3327	,0365	,1205	,1596	,1288	,1129	,0954	,2852	,0891	,0243	,0859

Tabla 5.1-1 Ángulo entre eje de implante por cantidad de cuerpo de escaneado alineado según grupo.

Si para cantidad longitud de cuerpo de escaneado alineado promediamos los valores de los 16 tipos, obtenemos que:

	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo	Percentil 25	Mediana	Percentil 75
ANG 8mm	16	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000
ANG 7mm	16	,0257	,0178	,0057	,0584	,0121	,0194	,0395
ANG 6mm	16	,0292	,0198	,0000	,0697	,0128	,0272	,0438
ANG 5mm	16	,0373	,0202	,0057	,0697	,0231	,0392	,0477
ANG 4mm	16	,0601	,0289	,0162	,1107	,0350	,0642	,0779
ANG 3mm	16	,0855	,0788	,0115	,3063	,0367	,0675	,0888
ANG 2mm	16	,1674	,2306	,0349	,9572	,0651	,0898	,1247
ANG 1mm	16	,2508	,3495	,0243	1,2468	,0875	,1167	,2224

Tabla 5.1-2 Ángulo entre eje de implante por cantidad de cuerpo de escaneado alineado, promedio de los 16 grupos.

En la Tabla 5.1-2 se aprecia cómo para los modelos de 2 mm y 1 mm, las medias tienden a diferenciarse de las medianas, porque para algunos tipos de cuerpos de escaneado se dispara el error (luego se analizarán con detalle). Así pues, una descriptiva en términos de medianas y distribuciones es también recomendable.

Tabla 5.1-3 Ángulo entre eje de implante según cantidad de cuerpo escaneado: test de Wilcoxon con corrección de Bonferroni
* $p < 0,05$;
** $p < 0,01$;
*** $p < 0,001$.

	8mm	7mm	6mm	5mm	4mm	3mm	2mm	1mm
8mm								
7mm	0,012*							
6mm	0,018*	1,000						
5mm	0,012*	0,641	1,000					
4mm	0,012*	0,026*	0,045*	0,076				
3mm	0,012*	0,045*	0,054	0,090	1,000			
2mm	0,012*	0,018*	0,022*	0,015*	0,076	0,054		
1mm	0,012*	0,018*	0,018*	0,022*	0,064	0,054	0,422	

Las pruebas de Wilcoxon permiten comparar si cualquier par de estas distribuciones son o no similares (Tabla 5.1-3).

Los resultados indican que cualquier recorte supone un aumento significativo del error respecto al referente (8 mm). Este resultado es lógico; ya que los valores para 8 mm son una constante (=0).

Es interesante comprobar cómo los modelos de 7, 6, y 5 mm generan un error similar, sin diferencias entre ellos.

Sin embargo, el modelo de 4 mm y sucesivos recortes son significativamente peores que el de 7 mm.

Mediante un enfoque complementario se trata de cuantificar el impacto que cada mm de recorte tiene sobre el ángulo entre ejes. Es decir, cómo influye cada milímetro que el cuerpo de escaneado queda enterrado y cubierto por encía, ya que el implante se encuentra en posición más profunda, y por tanto no participara en el algoritmo de alineado.

Véase la serie de valores medios del ángulo según la magnitud del recorte
 (Gráfico 5.1-1):

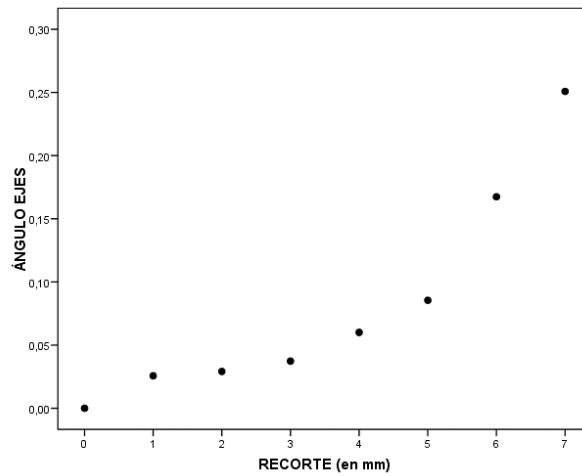


Gráfico 5.1-1 Relación entre la cantidad de cuerpo de escaneado enterrado y desviación angular

En este gráfico, el nombre del grupo hace referencia a los mm de cuerpo de escaneado que ha sido recortado en comparación con el considerado como referencia, de manera que, recorte=0 es el modelo de tamaño 8 mm, el recorte=1 es el de 7 mm y así sucesivamente. Se considera de esta manera para que las estimaciones sean consistentes con lo presentado anteriormente.

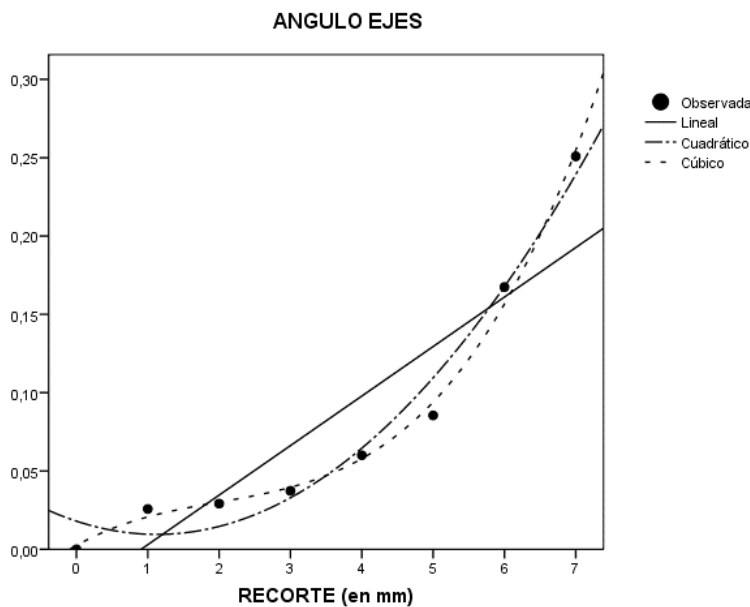


Gráfico 5.1-2 Comparación entre la relación de cuerpo de escaneado enterrado y desviación angular, con los modelos de ajuste más sencillos, mostrando como el cúbico es el que mejor se ajusta.

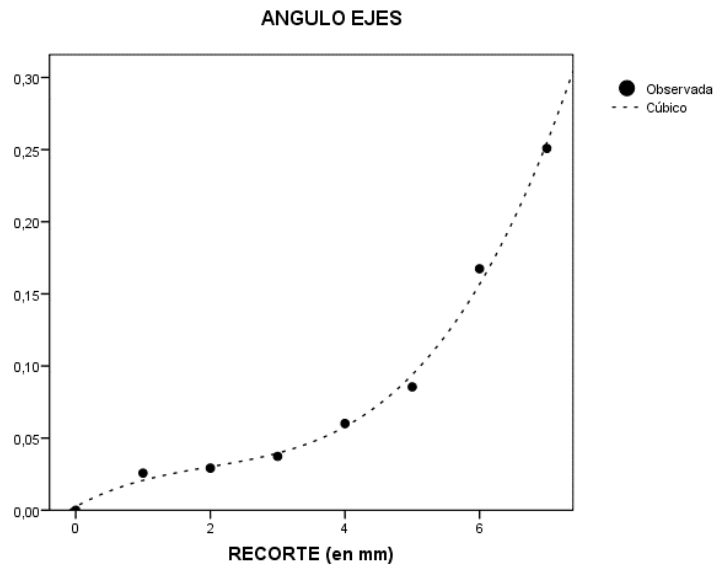
Entre los modelos de ajuste más sencillos, el cúbico es el que mejor representa lo que está pasando (Gráfico 5.1-2):

Es un modelo con $R^2=0,995$, frente al 0,970 del cuadrático y el 0,824 del lineal.

Así pues, la ecuación que estima el ángulo medio (de los 16 tipos de cuerpos de escaneado tomados conjuntamente) frente al tamaño del recorte practicado es:

$$\text{ángulo} = 0,0024 + 0,0257 \text{ recorte} - 0,0089 \text{ recorte}^2 + 0,0015 \text{ recorte}^3$$

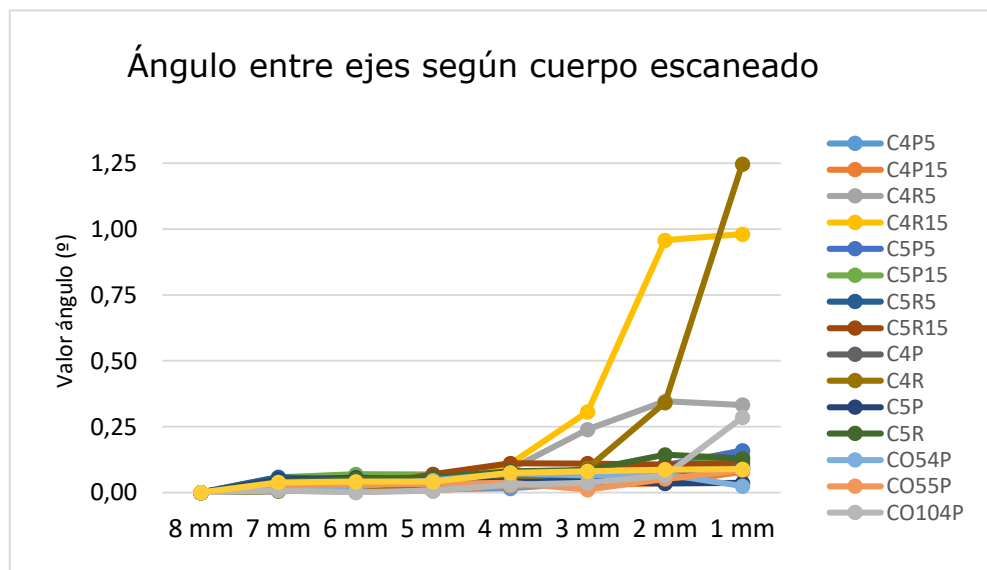
Gráfico 5.1-3
Detalle de la relación entre el modelo cúbico y la relación de cuerpo de escaneado enterrado y desviación angular,



5.1.1 Comparación entre tipos de cuerpos de escaneado

El Gráfico 5.1.1-1 representa exactamente los datos brutos de la investigación (Tabla 5.1-1):

Gráfico 5.1.1-1
Variación del ángulo entre eje de implante y la cantidad de cuerpo de escaneado alineado para los 16 grupos.



Se aprecia cómo en modelos de 3 mm y más pequeños, la desviación se dispara en ciertos tipos de cuerpos de escaneado. Se cambia la escala del eje vertical para detectar mejor las diferencias en los modelos más similares al referente (Gráfico 5.1.1-2):

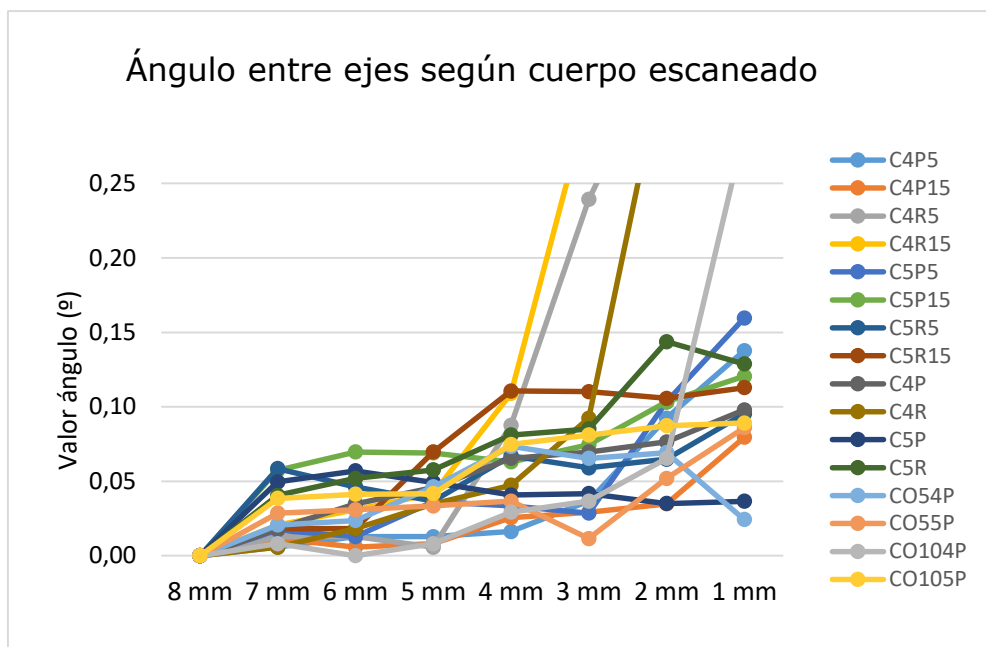


Gráfico 5.1.1-2 Variación del ángulo entre eje de implante y la cantidad de cuerpo de escaneado alineado para los 16 grupos en detalle.

Como sólo se tiene 1 valor por modelo y tipo de cuerpo de escaneado no es posible aplicar una prueba estadística para contrastar si hay diferencias significativas; pero sí puede aplicarse una escala de color a la tabla de valores para comparar visualmente los resultados (Tabla 5.1.1-1):

Los verdes más intensos corresponden al mínimo error de alineación, lógicamente sólo aplicable al modelo de 8 mm. La escala progresa hacia el blanco (en la media) y de ahí al rojo (los peores errores).

	C4P5	C4P15	C4R5	C4R15	C5P5	C5P15	C5R5	C5R15	C4P	C4R	C5P	C5R	CO54P	CO55P	CO104P	CO105P
8 mm	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
7 mm	0.0057	0.0115	0.0128	0.0207	0.0172	0.0573	0.0584	0.0181	0.0181	0.0057	0.0496	0.0405	0.0207	0.0286	0.0081	0.0384
6 mm	0.0128	0.0057	0.0128	0.0309	0.0128	0.0697	0.0462	0.0181	0.0349	0.0181	0.0570	0.0519	0.0236	0.0309	0.0000	0.0413
5 mm	0.0128	0.0081	0.0057	0.0417	0.0362	0.0690	0.0367	0.0697	0.0458	0.0349	0.0492	0.0576	0.0462	0.0334	0.0081	0.0417
4 mm	0.0162	0.0256	0.0876	0.1090	0.0334	0.0630	0.0671	0.1107	0.0653	0.0472	0.0407	0.0810	0.0734	0.0367	0.0292	0.0747
3 mm	0.0367	0.0292	0.2393	0.3063	0.0286	0.0745	0.0590	0.1102	0.0697	0.0924	0.0417	0.0852	0.0653	0.0115	0.0367	0.0810
2 mm	0.0924	0.0349	0.3462	0.9572	0.1033	0.1033	0.0648	0.1056	0.0764	0.3416	0.0351	0.1437	0.0692	0.0519	0.0653	0.0873
1 mm	0.1377	0.0796	0.3327	0.9806	0.1596	0.1205	0.0954	0.1129	0.0979	1.2468	0.0365	0.1288	0.0243	0.0859	0.2852	0.0891

Tabla 5.1.1-1 Resultados de la diferencia angular entre las diferentes superficies de alineado en los 16 tipos de cuerpo de escaneado.

Los resultados obtenidos permiten explicar que:

1. Los tipos C4P5, C4P15, C4R5 y CO104P presentan excelentes y comparables resultados hasta tamaños 5 mm. Con mayores recortes, el C4P5 parece ser el que más resiste, destacando también C5P5.
2. Para ciertos tipos como el C5P15, C5R5, C5P y CO105P, se midieron valores dentro del promedio global para cualquier tamaño, por lo que resultan ser cuerpos de escaneado bastante estables
3. Los tipos C4R5, C4R15 y C4R presentan las más fuertes desviaciones en modelos de 3 mm o más recortados.
4. También pueden compararse los resultados por filas (para cada tamaño), estableciendo un ranking de los tipos de cuerpos de escaneado según colores.

5.1.2 Comparación según las características morfológicas de los cuerpos de escaneado

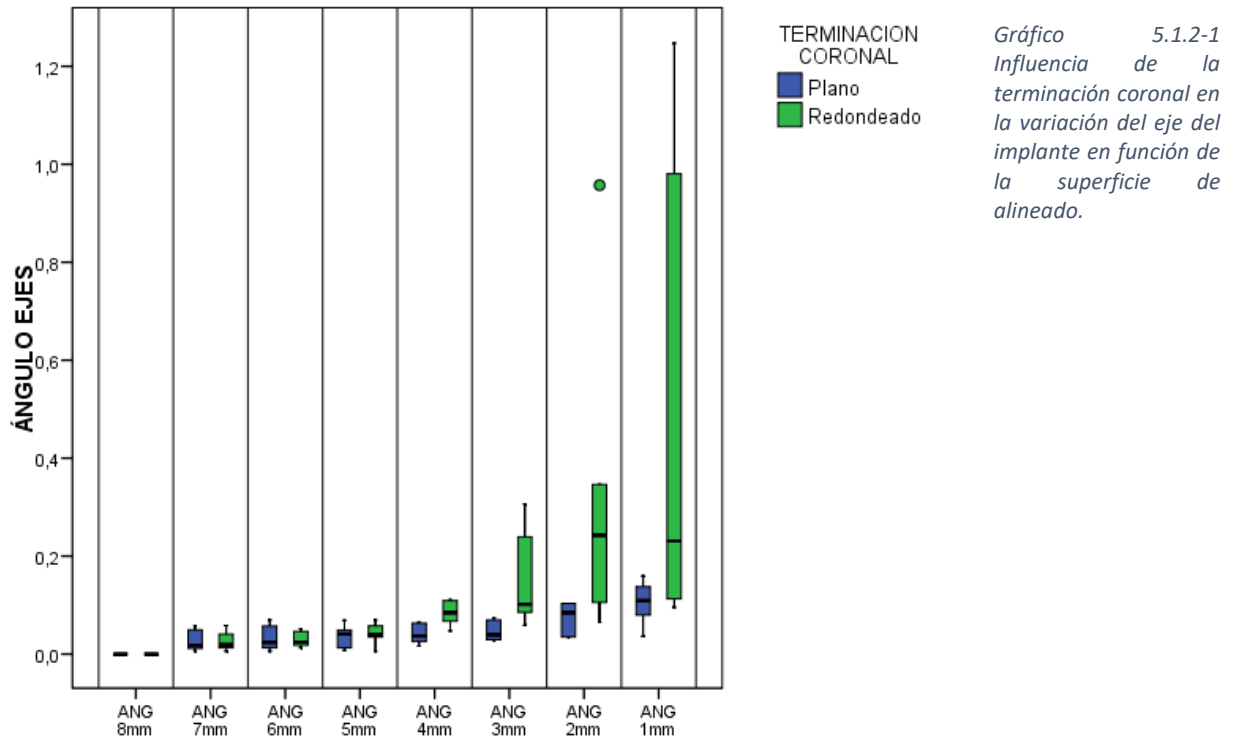
Más allá de las comparaciones de los valores individuales entre tipos de cuerpos de escaneados, éstos pueden agruparse según los diferentes aspectos de su diseño. Para ello se han construido las tablas de los apéndices 9.1.3 en adelante. Como los 16 tipos de cuerpo de escaneado sí pueden agruparse según estas características, se pueden aplicar pruebas estadísticas para responder a múltiples cuestiones. Por ejemplo, en los modelos de 7 mm ¿hay diferencias en el ángulo entre ejes de cuerpo de escaneados cilíndricos y cónicos? ¿y según la terminación coronal de los primeros? La Tabla 5.1.2-1 resume todos los resultados obtenidos:

La terminación coronal de los cilíndricos y el diámetro inferior están induciendo diferencias en el grado de alineación de ciertos modelos.

Tabla 5.1.2-1
Influencia de las diferentes características del diseño del cuerpo de escaneado en la determinación del eje entre implante para cada cantidad de cuerpo de escaneado
alineado: test de Mann-Whitney.
*p<0,05;
**p<0,01;
***p<0,001.

	Tipo	Geometría	Terminación coronal	Conicidad	Diámetro inferior	Plano anti-rotatorio
8mm	1,000	1,000	1,000	--	1,000	1,000
7mm	0,721	0,862	0,699	--	0,003**	0,686
6mm	0,328	0,770	1,000	--	0,015*	0,686
5mm	0,574	0,684	0,937	--	0,038*	0,200
4mm	0,878	0,770	0,009**	--	0,574	0,486
3mm	0,798	0,316	0,009**	--	0,645	0,486
2mm	0,328	0,170	0,026*	--	0,645	0,686
1mm	0,328	0,212	0,180	--	0,234	0,686

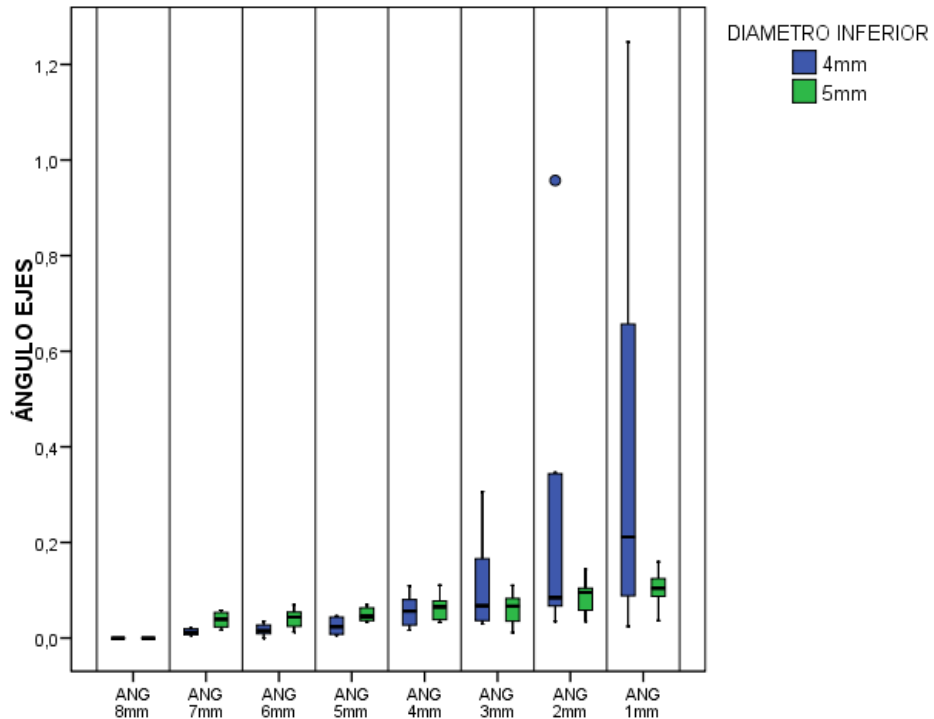
Respecto a la **terminación coronal**, el efecto es evidente para modelos ya muy recortados (Gráfico 5.1.2-1):



Se puede destacar, como los cuerpos de escaneado con terminación redondeada experimentan grandes problemas de alineación en tamaños de 4 mm y más recortados, en comparación a los planos.

Respecto al **diámetro inferior**, esta característica está afectando al error en los modelos poco recortados respecto al referente (Gráfico 5.1.2-2):

Gráfico 5.1.2-2
Influencia del diámetro inferior en la variación del eje del implante en función de la superficie de alineado



En efecto, en los tamaños 7, 6 y 5 mm, el ángulo en diámetro 5 mm se ha incrementado respecto a diámetro 4 mm. Es decir, los diámetros más pequeños son mejores para el control del error.

A partir de ese nivel de recorte la tendencia parece invertirse; pero las medianas permanecen comparables. La heterogeneidad de las distribuciones es más debida a la aparición de casos atípicos.

5.2 Comparación de la distancia entre centro de implante

La Tabla 5.2-1 presenta las mediciones exactas obtenidas para los diferentes modelos recortados y según el tipo cuerpo de escaneado:

	GRUPO															
	C4P	C4P15	C4P5	C4R	C4R15	C4R5	C5P	C5P15	C5P5	C5R	C5R15	C5R5	CO104P	CO105P	CO54P	CO55P
DIST 8mm	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000
DIST 7mm	,0025	,0013	,0011	,0011	,0026	,0016	,0064	,0079	,0023	,0049	,0022	,0072	,0024	,0048	,0029	,0038
DIST 6mm	,0045	,0013	,0017	,0023	,0036	,0017	,0081	,0088	,0015	,0060	,0024	,0058	,0046	,0057	,0035	,0046
DIST 5mm	,0061	,0019	,0021	,0044	,0054	,0010	,0065	,0089	,0049	,0068	,0093	,0051	,0078	,0068	,0065	,0044
DIST 4mm	,0090	,0036	,0028	,0066	,0151	,0123	,0051	,0085	,0044	,0099	,0150	,0090	,0112	,0115	,0103	,0048
DIST 3mm	,0097	,0044	,0056	,0135	,0439	,0339	,0054	,0102	,0043	,0111	,0153	,0076	,0148	,0130	,0095	,0019
DIST 2mm	,0110	,0046	,0149	,0507	,1430	,0501	,0050	,0146	,0180	,0205	,0162	,0109	,0207	,0150	,0112	,0089
DIST 1mm	,0144	,0140	,0240	,1868	,1468	,0495	,0048	,0176	,0304	,0205	,0219	,0171	,0525	,0163	,0067	,0167

Tabla 5.2-1 Distancia entre centro de implante por cantidad de cuerpo de escaneado alineado según grupo.

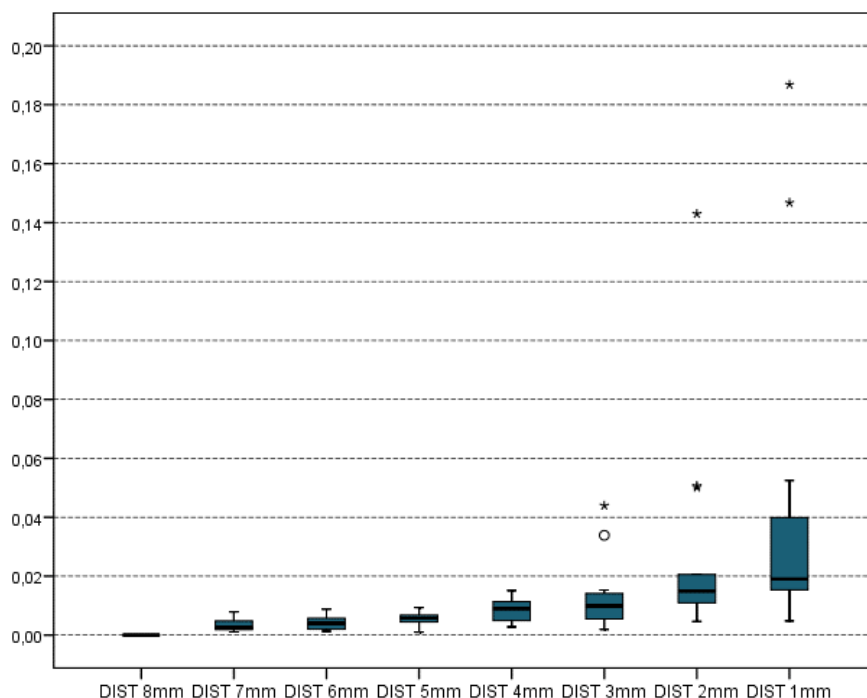
Si para cantidad longitud de cuerpo de escaneado alineado promediamos los valores de los 16 tipos (Tabla 5.2-2), obtenemos que:

	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo	Percentil 25	Mediana	Percentil 75
DIST 8mm	16	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000
DIST 7mm	16	,0034	,0022	,0011	,0079	,0019	,0025	,0048
DIST 6mm	16	,0041	,0023	,0013	,0088	,0020	,0040	,0057
DIST 5mm	16	,0055	,0024	,0010	,0093	,0044	,0058	,0068
DIST 4mm	16	,0087	,0039	,0028	,0151	,0050	,0090	,0114
DIST 3mm	16	,0128	,0111	,0019	,0439	,0055	,0099	,0142
DIST 2mm	16	,0260	,0340	,0046	,1430	,0110	,0150	,0206
DIST 1mm	16	,0400	,0517	,0048	,1868	,0154	,0191	,0399

Tabla 5.2-2 Distancia entre centro de implante por cantidad de cuerpo de escaneado alineado, promedio de los 16 grupos.

Puede interpretarse que en modelos de hasta 4 mm todos los cuerpos de escaneado presentan desviaciones inferiores a 0,02 mm, ya que toda la caja y bigotes de la distribución por debajo de ese nivel (Gráfico 5.2-1).

Gráfico 5.2-1 Distancia entre centro de implantes por cantidad de escaneado, promedio de los 16 grupos por superficie de alineado



Las pruebas de Wilcoxon permiten comparar si cualquier par de estas distribuciones son o no similares (Tabla 5.2-3):

Tabla 5.2-3 Distancia entre centro de implante según Cantidad de cuerpo escaneado: test de Wilcoxon con corrección de Bonferroni.

* $p < 0,05$;

** $p < 0,01$;

*** $p < 0,001$.

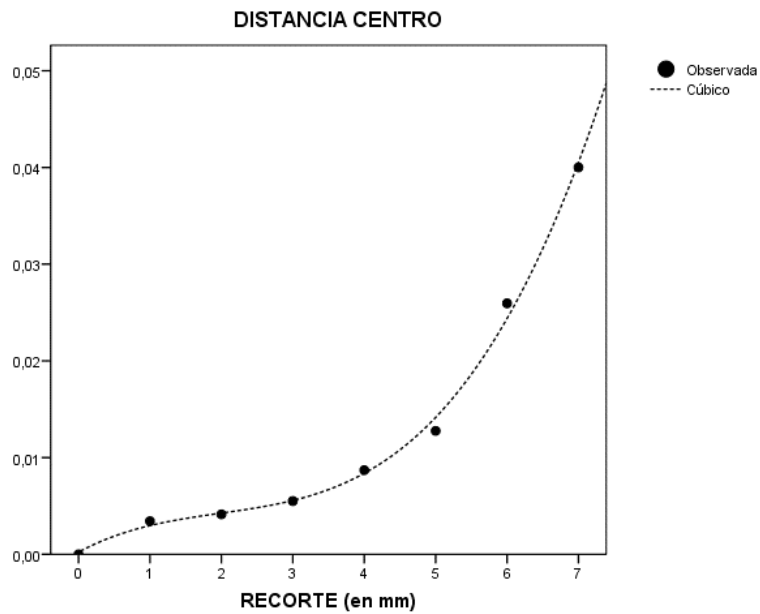
	8mm	7mm	6mm	5mm	4mm	3mm	2mm	1mm
8mm								
7mm	0,012*							
6mm	0,012*	0,366						
5mm	0,012*	0,125	0,559					
4mm	0,012*	0,022*	0,054	0,064				
3mm	0,012*	0,031*	0,045	0,045*	0,836			
2mm	0,012*	0,015*	0,015	0,015*	0,015*	0,018*		
1mm	0,012*	0,015*	0,018	0,018*	0,022*	0,022*	0,147	

Los modelos de 7, 6, y 5 mm generan un error similar, sin diferencias entre ellos. Tal como se encontró para la diferencia entre los ángulos, modelos de 4 mm y más recortes presentan un error mayor que el de 7 mm.

Los modelos 4, 5 y 6 mm también pueden aceptarse como similares entre sí.

A continuación, se estudia el impacto que cada mm de recorte tiene sobre la distancia al centro de los implantes.

Véase la serie de valores medios de la distancia según la magnitud del recorte y el ajuste mediante ecuación cúbica (Gráfico 5.2-2):



Es un modelo con $R^2=0,996$, frente al 0,969 del cuadrático y el 0,808 del lineal.

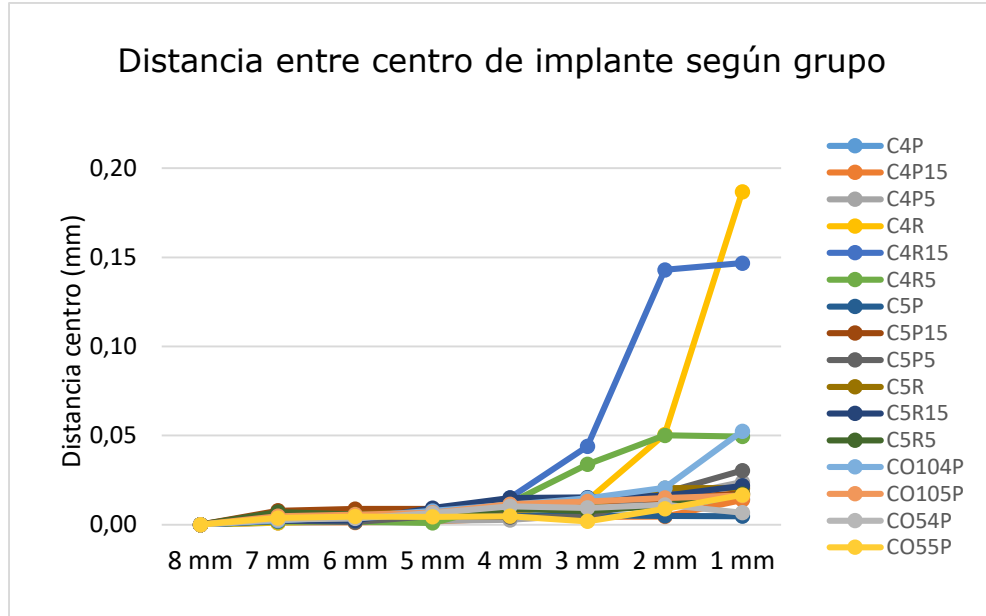
Así pues, la ecuación que estima la distancia media (de los 16 tipos de cuerpos de escaneado tomados conjuntamente) frente al tamaño del recorte practicado es:

$$distancia = 0,00023 + 0,00396 \text{ recorte} - 0,00146 \text{ recorte}^2 + 0,00025 \text{ recorte}^3$$

5.2.1 Comparación entre tipos de cuerpos de escaneado

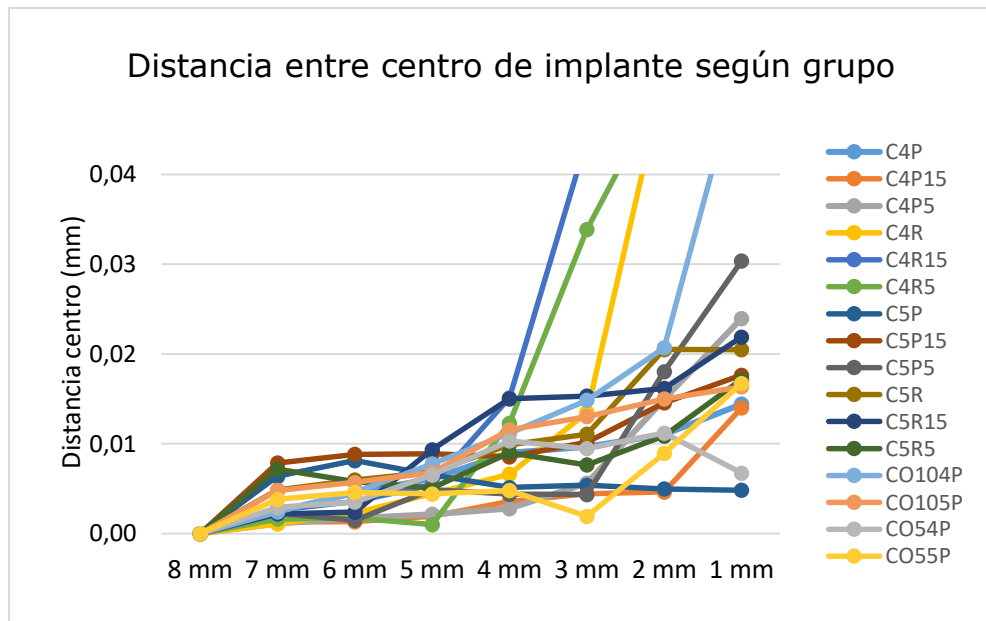
El gráfico 5.2.1-1 representa exactamente los datos brutos de la investigación (Tabla 5.2-1):

Gráfico 5.2.1-1
Variación de la distancia ente centro de implante y la cantidad de cuerpo de escaneado alineado para los 16 grupos.



Los desajustes son de gran magnitud con modelos de 3 mm o más pequeños. Se re-escala el Gráfico 5.2.1-1 para detallar las diferencias cuando los recortes son menores (Gráfico 5.2.1-2):

Gráfico 5.2.1-2
Variación de la distancia ente centro de implante y la cantidad de cuerpo de escaneado alineado para los 16 grupos, en detalle.



Véase a continuación la Tabla 5.2.1-1 con la correspondiente escala de colores del verde oscuro (mínimo error) al rojo oscuro (máximo error):

Podríamos concluir que:

	C4P	C4P15	C4P5	C4R	C4R15	C4R5	C5P	C5P15	C5P5	C5R	C5R15	C5R5	CO104P	CO105P	CO54P	CO55P
8 mm	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
7 mm	0.0025	0.0013	0.0011	0.0011	0.0026	0.0016	0.0064	0.0079	0.0023	0.0049	0.0022	0.0072	0.0024	0.0048	0.0029	0.0038
6 mm	0.0045	0.0013	0.0017	0.0023	0.0036	0.0017	0.0081	0.0088	0.0015	0.0060	0.0024	0.0058	0.0046	0.0057	0.0035	0.0046
5 mm	0.0061	0.0019	0.0021	0.0044	0.0054	0.0010	0.0065	0.0089	0.0049	0.0068	0.0093	0.0051	0.0078	0.0068	0.0065	0.0044
4 mm	0.0090	0.0036	0.0028	0.0066	0.0151	0.0123	0.0051	0.0085	0.0044	0.0099	0.0150	0.0090	0.0112	0.0115	0.0103	0.0048
3 mm	0.0097	0.0044	0.0056	0.0135	0.0439	0.0339	0.0054	0.0102	0.0043	0.0111	0.0153	0.0076	0.0148	0.0130	0.0095	0.0019
2 mm	0.0110	0.0046	0.0149	0.0507	0.1430	0.0501	0.0050	0.0146	0.0180	0.0205	0.0162	0.0109	0.0207	0.0150	0.0112	0.0089
1 mm	0.0144	0.0140	0.0240	0.1868	0.1468	0.0495	0.0048	0.0176	0.0304	0.0205	0.0219	0.0171	0.0525	0.0163	0.0067	0.0167

Tabla 5.2.1-1 Resultados de la distancia ente centro de implante entre las diferentes superficies de alineado en los 16 tipos de cuerpo de escaneado.

1. Los tipos C4P15 y C4P5 son los tipos de cuerpos de escaneado que presentan distancias más pequeñas que el resto en los modelos poco recortados. De hecho, C4P15 continúa siendo uno de los mejores para recortes de magnitud superior.
2. Otros modelos que exhiben pequeñas desviaciones en los primeros recortes son C4R, C4R5, C5P5, C5R15. Algunos, como CO55P no son los mejores en recortes bajos; pero presentan la mejor distancia en modelos avanzados como el de 3 mm.
3. Los modelos C4R, C4R15 y C4R5, sin embargo, disparan el error cuando tamaño es menor de 4 mm.

5.2.2 Comparación según las características morfológicas de los cuerpos de escaneado

La Tabla 5.2.2-1 resume todos los resultados obtenidos para identificar aspectos del diseño que puedan influir en los errores:

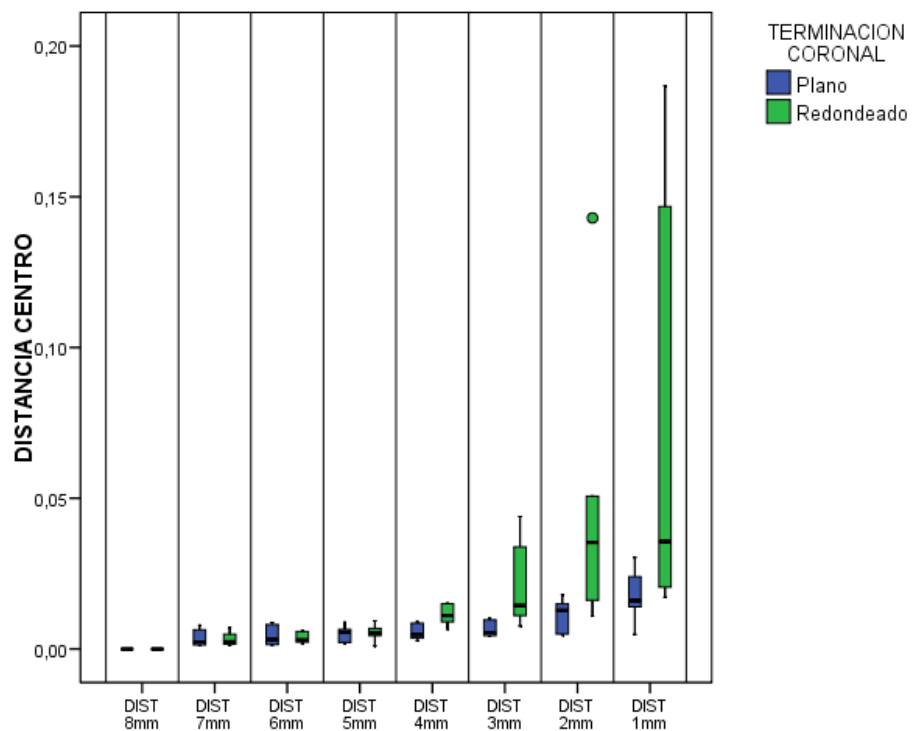
	Tipo Scanbody	Geometría	Terminación coronal	Conicidad	Diámetro inferior	Plano anti-rotacional
8mm	1,000	1,000	1,000	--	1,000	1,000
7mm	0,442	0,521	0,937	--	0,010*	0,686
6mm	0,130	0,521	0,818	--	0,038*	0,686
5mm	0,328	0,521	0,937	--	0,105	0,200
4mm	0,959	0,521	0,009**	--	0,878	0,486
3mm	0,878	0,862	0,009**	--	0,279	0,486
2mm	0,798	0,770	0,041*	--	0,328	0,886
1mm	0,279	0,446	0,093	--	0,328	0,686

Tabla 5.2.2-1 Influencia de las diferentes características del diseño del cuerpo de escaneado en la determinación del centro de implante para cada cantidad de cuerpo de escaneado alineado: test de Mann-Whitney *p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001.

Los resultados son extremadamente similares al análisis del ángulo entre ejes. De nuevo, la terminación coronal de los cilíndricos y el diámetro inferior son los aspectos del diseño que más afectan a la distancia al centro de escaneado.

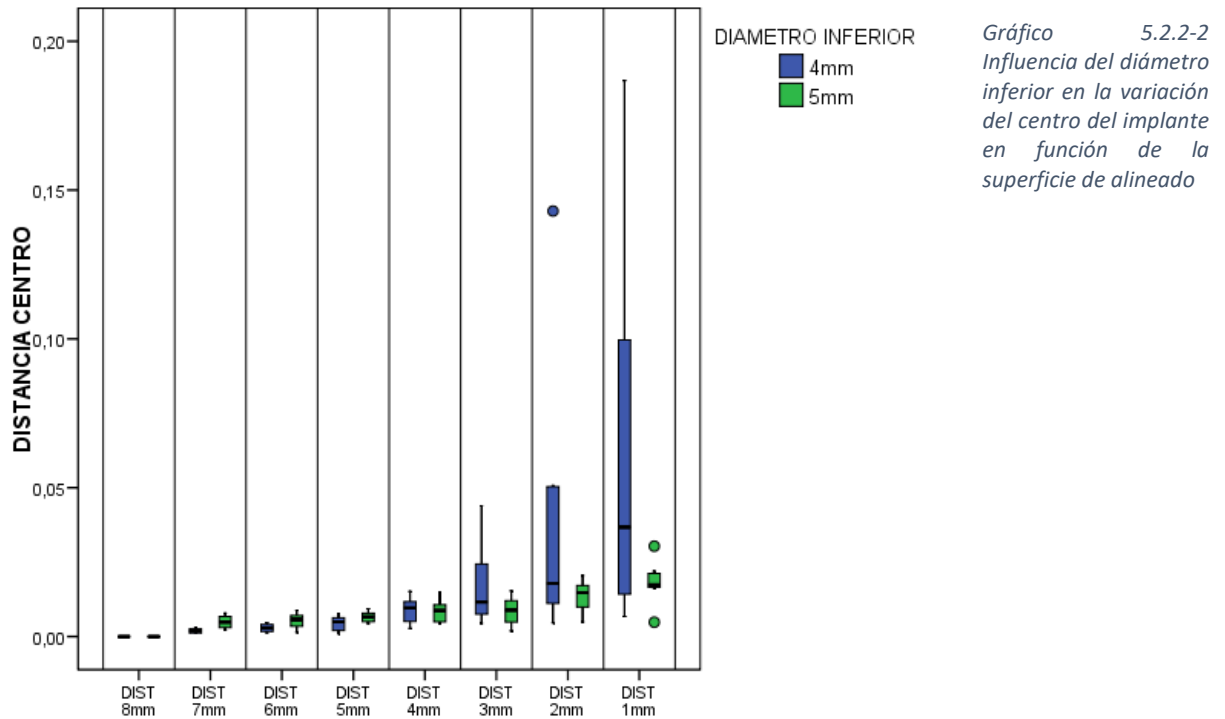
El Gráfico 5.2.2-1 presenta las distribuciones en función de la terminación de la coronal:

Gráfico 5.2.2-1
Influencia de la terminación coronal en la variación del centro del implante en función de la superficie de alineado



Para los modelos de 4, 3 y 2 mm, la distancia se amplía en los cuerpos de escaneado redondos respecto a los planos. Incluso en el más recortado de 1 mm, puede hablarse de una débil tendencia ($p=0,093$).

El efecto del diámetro inferior se intensifica cuando el referente de 8 mm se ha recortado en pequeñas cantidades (Gráfico 5.2.2-2):



Las diferencias significativas se detectan en los modelos de 7 y 6 mm. En cada uno de ellos, la distancia es más grande en los cuerpos de escaneo de diámetro inferior 5 mm.

Con respecto al análisis de los ángulos entre ejes, obsérvese que ahora en el modelo de 5 mm ya no hay diferencias atribuibles al diámetro ($p=0,105$).

5.3 Comparación del ángulo del plano anti rotatorio

Para este análisis la muestra se reduce a los 8 cuerpos de escaneo donde fue registrada esta medida.

La Tabla 5.3-1 resume la información de todos los valores obtenidos:

Tabla 5.3-1 Ángulo del plano anti rotatorio por cantidad de cuerpo de escaneado alineado según grupo

	GRUPO							
	C4P15	C4P5	C4R15	C4R5	C5P15	C5P5	C5R15	C5R5
ANTIROT 8mm	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000
ANTIROT 7mm	,0000	,0802	,0334	,1046	,0633	,0653	,0256	,0286
ANTIROT 6mm	,0057	,0754	,0286	,0810	,0690	,0859	,0243	,0362
ANTIROT 5mm	,0081	,0820	,0401	,0401	,0697	,1181	,0697	,0367
ANTIROT 4mm	,0172	,0933	,1095	,1342	,0709	,1394	,0989	,0598
ANTIROT 3mm	,0181	,0324	,3006	,2511	,0835	,2527	,1070	,0462
ANTIROT 2mm	,0000	,0820	,9193	,1777	,1033	,3920	,0436	,1002
ANTIROT 1mm	,0826	,1654	,8572	,7942	,1237	,1989	,0699	,1002

La Tabla 5.3-2 presenta el promedio de los valores de los 8 tipos de cuerpos de escaneado:

Tabla 5.3-2 Ángulo del plano anti rotatorio por cantidad de cuerpo de escaneado alineado, promedio de los 8 grupos.

	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo	Percentil 25	Mediana	Percentil 75
ANTIROT 8mm	8	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000
ANTIROT 7mm	8	,0501	,0341	,0000	,1046	,0271	,0484	,0728
ANTIROT 6mm	8	,0508	,0305	,0057	,0859	,0265	,0526	,0782
ANTIROT 5mm	8	,0581	,0339	,0081	,1181	,0384	,0549	,0759
ANTIROT 4mm	8	,0904	,0404	,0172	,1394	,0654	,0961	,1219
ANTIROT 3mm	8	,1365	,1136	,0181	,3006	,0393	,0952	,2519
ANTIROT 2mm	8	,2273	,3039	,0000	,9193	,0628	,1018	,2849
ANTIROT 1mm	8	,2990	,3283	,0699	,8572	,0914	,1445	,4965

Destacar que en modelos de hasta 6 mm todos los cuerpos de escaneado presentan ángulos inferiores a 0,1° y en modelos de 4-5 mm por debajo de 0,15° (Gráfico 5.3-1).

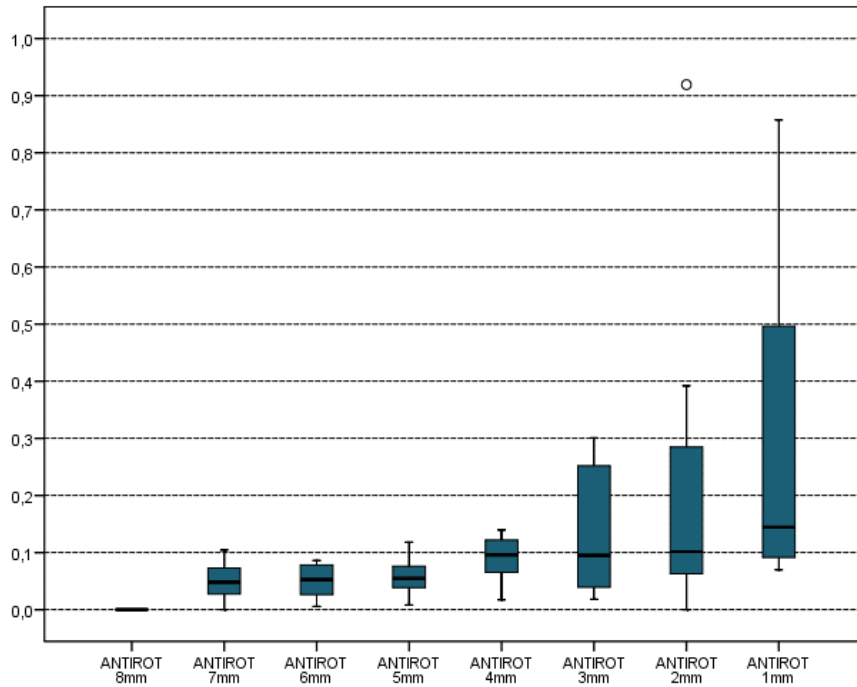


Gráfico 5.3-1 Ángulo del plano anti rotatorio por cantidad de cuerpo de escaneado alineado, promedio de los 8 grupos.

Las pruebas de Wilcoxon (Tabla 5.3-3) permiten comparar si cualquier par de estas distribuciones son o no similares:

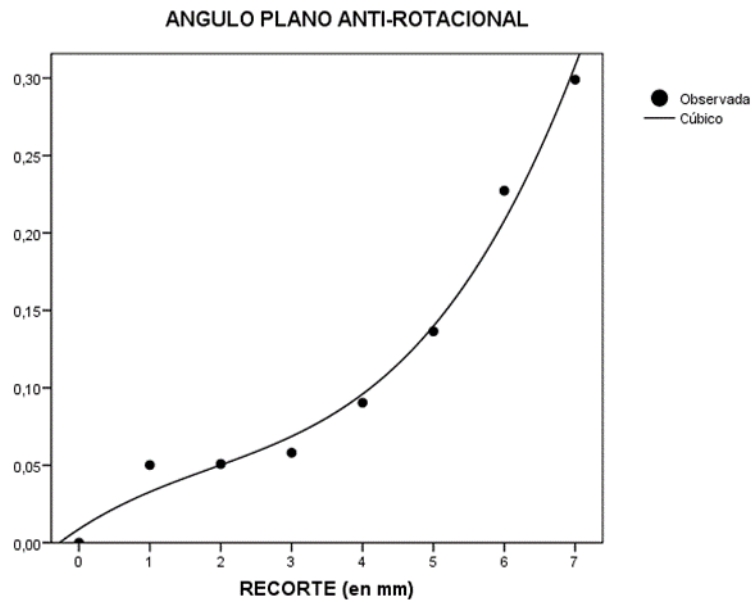
	8mm	7mm	6mm	5mm	4mm	3mm	2mm	1mm
8mm								
7mm	0,328							
6mm	0,328	1,000						
5mm	0,328	1,000	1,000					
4mm	0,328	0,328	0,328	0,328				
3mm	0,328	1,000	1,000	1,000	1,000			
2mm	0,328	0,503	0,484	1,000	1,000	1,000		
1mm	0,328	0,328	0,328	0,328	0,484	1,000	1,000	

Tabla 5.3-3 Ángulo del plano anti rotatorio según cantidad de cuerpo de escaneado alineado: test de Wilcoxon con corrección de Bonferroni.
 *p<0,05;
 **p<0,01;
 ***p<0,001.

No se hallan diferencias significativas entre ningún par de modelos.

A continuación, se estudia el impacto que cada mm de recorte tiene sobre el ángulo del plano anti-rotatorio.

Gráfico 5.3-2 Detalle de la relación entre el modelo cúbico y la relación de cuerpo de escaneado enterrado y ángulo entre elemento anti rotatorio



El Gráfico 5.3-2 de dispersión representa el ángulo frente a la magnitud del recorte y la posterior modelización por polinomio cúbico:

Es un modelo con $R^2=0,986$, frente al 0,973 del cuadrático y el 0,879 del lineal.

Así pues, la ecuación que estima el ángulo medio del plano (de los 8 tipos de cuerpos de escaneado tomados conjuntamente) frente al tamaño del recorte practicado es:

$$\text{ángulo} = 0,0087 + 0,00299 \text{ recorte} - 0,00719 \text{ recorte}^2 + 0,00129 \text{ recorte}^3$$

5.3.1 Comparación entre tipos de cuerpos de escaneado

El Gráfico 5.3.1-1 representa exactamente los datos brutos de la investigación (Tabla 5.3-1):

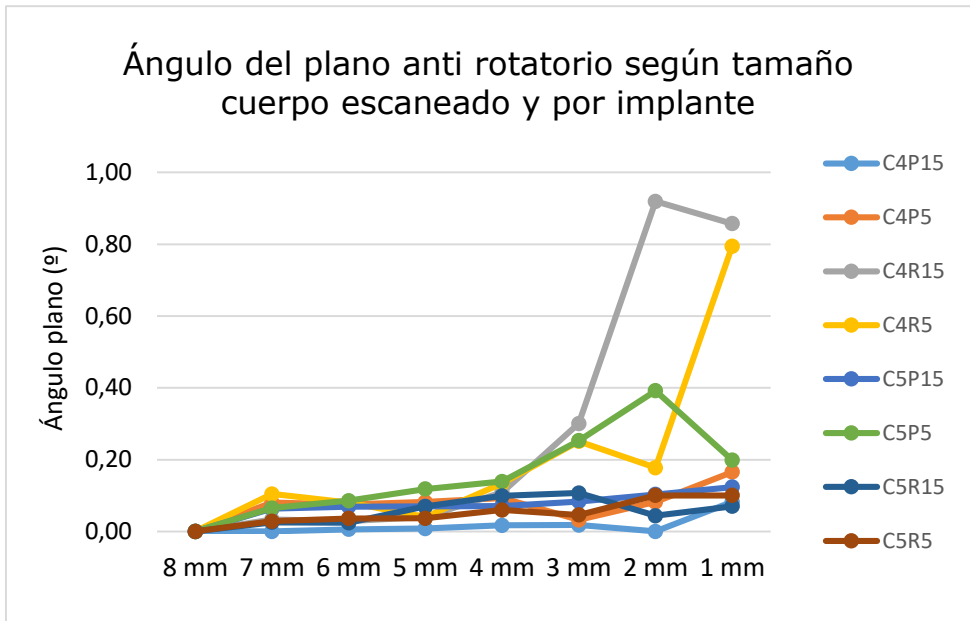


Gráfico 5.3.1-1
Variación del ángulo del plano anti rotatorio y la cantidad de cuerpo de escaneado alineado para los 8 grupos

Como en los parámetros previos, los ángulos se descontrolan a partir de modelos de 3 mm y más pequeños.

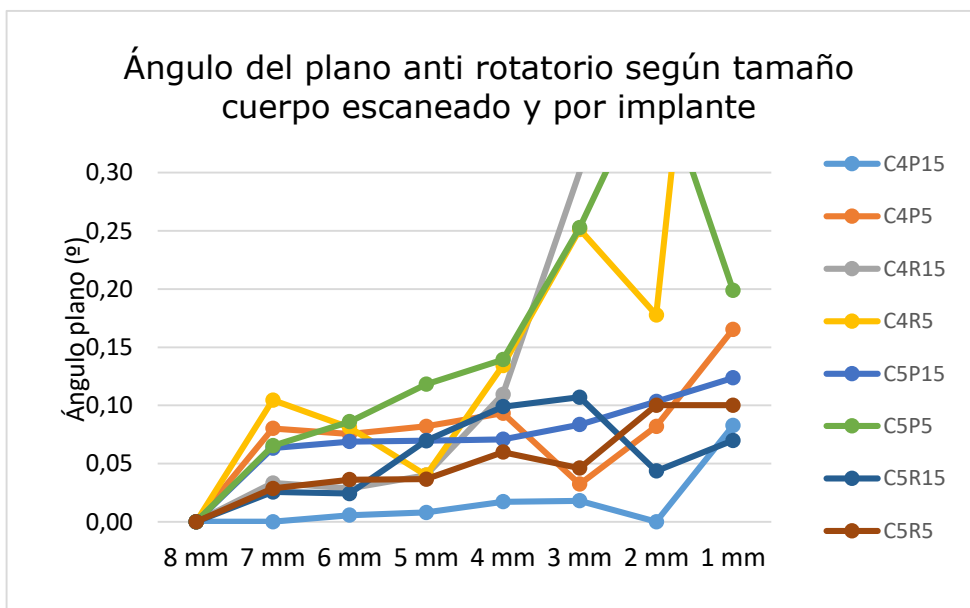


Gráfico 5.3.1-2
Variación del ángulo del plano anti rotatorio y la cantidad de cuerpo de escaneado alineado para los 8 grupos en detalle

Se observa en el Gráfico 5.3.1-2 el excelente comportamiento del tipo C4P15.

Podemos concluir que:

1. También en esta tabla se hace muy remarcable cómo el cuerpo de escaneado C4P15 presenta desviaciones del ángulo notablemente mejores que el resto.
2. Otros tipos como el C4R15 y el C5R5 dan buenos resultados hasta recortes de 5 mm. El primero se descontrola para recortes más grandes.
3. C4R5 y C5P5 son también cuerpos de escaneado que, en los recortes más fuertes, disparan la desviación del ángulo.

5.3.2 Comparación según las características morfológicas de los cuerpos de escaneado

La tabla 5.3.2-1 resume todos los resultados obtenidos para identificar aspectos del diseño que puedan influir en los errores:

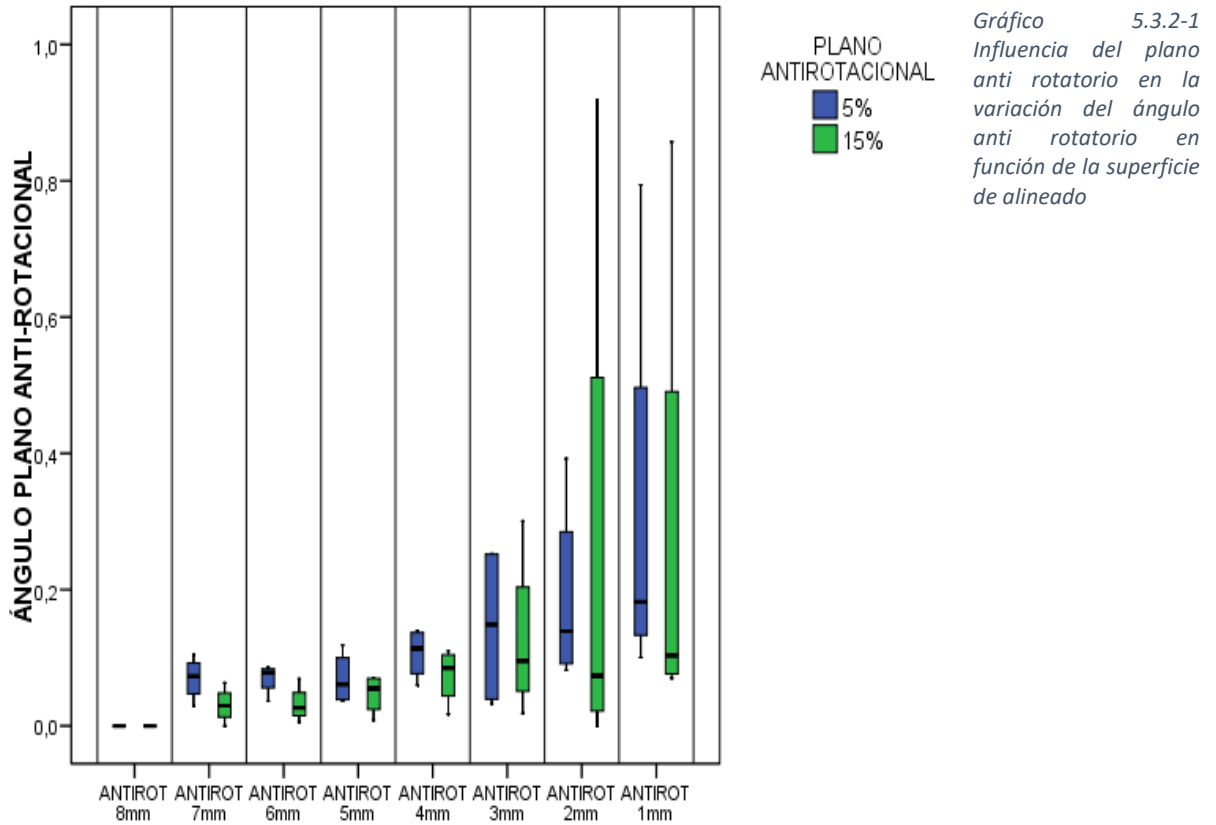
Tabla 5.3.2-1
Influencia de las diferentes características del diseño del cuerpo de escaneado en la determinación del ángulo del plano anti rotatorio para cada cantidad de cuerpo de escaneado
alineado: test de Mann-Whitney
*p<0,05;
**p<0,01;
***p<0,001.

	Tipo Scanbody	Geometría	Terminación coronal	Conicidad	Diámetro inferior	Plano anti-rotatorio
8mm	--	--	1,000	--	1,000	1,000
7mm	--	--	0,886	--	0,686	0,114
6mm	--	--	0,686	--	0,886	0,057
5mm	--	--	0,343	--	0,486	0,486
4mm	--	--	0,686	--	1,000	0,486
3mm	--	--	0,343	--	0,886	1,000
2mm	--	--	0,686	--	1,000	0,686
1mm	--	--	0,886	--	0,343	0,486

No hay ni un solo factor de los evaluados para el que se detecte diferencias. Sin embargo, sí hay una fuerte tendencia ($p=0,057$) para el efecto del plano ($5^\circ/15^\circ$) sobre el ángulo. También merece ser comentado el resultado a 7 mm ($p=0,114$), ya que está muy cercano a la significatividad estadística.

Obsérvese en el Gráfico 5.3.2-1 de distribuciones de la página siguiente que cuando el plano está situado en 15° las desviaciones son, en general, más pequeñas.

Se aprecia perfectamente cómo se maximiza la diferencia respecto a 5° en los modelos de 6 y 7 mm:



Como hallazgos más representativos tras la exposición de los resultados se puede destacar que:

1. La desviación del ángulo entre ejes es inferior a 0,1° para todos los cuerpos de escaneado en modelos de 7, 6 y 5 mm. Estos 3 tamaños pueden considerarse similares entre sí.

La relación entre el ángulo y la cantidad de recorte practicado responde con un elevado grado de aproximación (R2=0,995) a la fórmula:

$$\text{ángulo} = 0,0024 + 0,0257 \text{ recorte} - 0,0089 \text{ recorte}^2 + 0,0015 \text{ recorte}^3$$

Ciertos tipos de cuerpos de escaneado (C4P5, C4P15, C4R5 y CO104P) son los mejores en cuanto al control de la alineación.

En modelos poco recortados (7, 6, 5 mm) un diámetro inferior de 4 mm asegura de forma significativa desviaciones más pequeñas que el de 5 mm.

En modelos muy recortados (4, 3, 2 mm) los cuerpos de escaneado planos proporcionan una alineación significativamente superior a los redondeados.

2. La desviación de la distancia al centro es inferior a 0,01 mm para todos los cuerpos de escaneado en modelos de 7, 6 y 5 mm. Estos 3 tamaños pueden considerarse similares entre sí.

La relación entre la distancia y la cantidad de recorte practicado responde con un elevado grado de aproximación ($R^2=0,996$) a la fórmula:

$$distancia = 0,00023 + 0,00396 \text{ recorte} - 0,00146 \text{ recorte}^2 + 0,00025 \text{ recorte}^3$$

Los cuerpos de escaneado tipo C4P5 y C4P15 son los mejores en cuanto al control de la distancia.

En modelos poco recortados (7, 6 mm) un diámetro inferior de 4 mm asegura de forma significativa desviaciones más pequeñas que el de 5 mm.

En modelos muy recortados (4, 3, 2 mm) los cuerpos de escaneado planos proporcionan una distancia significativamente menor que los redondeados.

3. La desviación del ángulo del plano rotatorio es inferior a $0,1^\circ$ para todos los cuerpos de escaneado en modelos de 7 y 6 mm. No hay suficiente evidencia estadística de diferencias entre los diferentes tamaños de cuerpo escaneado.

La relación entre el ángulo y la cantidad de recorte practicado responde con un elevado grado de aproximación ($R^2=0,986$) a la fórmula:

$$\acute{a}ngulo = 0,0087 + 0,00299 \text{ recorte} - 0,00719 \text{ recorte}^2 + 0,00129 \text{ recorte}^3$$

El cuerpo de escaneado C4P15 presenta el diseño óptimo para el control de esta desviación angular.

En modelos poco recortados (7, 6 mm) un plano del 15% sugiere desviaciones más pequeñas, aunque no significativas, respecto al del 5%.

6. DISCUSIÓN

6. DISCUSIÓN

Después de analizar la literatura actual, podemos concluir que, no existe ninguna experimentación en la literatura que utilice la metodología empleada en nuestro estudio. Por tanto, las comparaciones que realizaremos en los sucesivos subapartados, serán comparaciones de tendencias o bien comparaciones metodológicas, pero en ningún caso se podrán realizar comparaciones directas en términos de valores absolutos.

6.1 Discusión del material

6.1.1 El cuerpo de escaneado

El material del cuerpo de escaneado puede ser Titanio, PEEK o bien una combinación de ambos. La altura del mismo es muy variada teniendo cuerpos de escaneado disponibles en diferentes casas comerciales desde 3 hasta 17 mm (Fluegge et al., 2017).

Los cuerpos de escaneado de metal son más sencillos de fabricar. Tienen la ventaja de que al ser metálicos podemos ver su correcto posicionamiento en las radiografías y minimizan el error al tratarse solamente de un material, respecto a los que tenemos que ensamblar un parte de titanio y una de PEEK, debido a la necesidad de cierta tolerancia entre estas dos estructuras para el ensamblaje (Imburgia et al., 2020).

El cuerpo de escaneado utilizado en nuestro proyecto fue confeccionado de Titanio con un chorreado de óxido de aluminio para facilitar el escaneado por parte del escáner intraoral ya que las superficie de Titanio fresado sin chorrear es una superficie reflectante lo que está consensuado en la literatura que entorpece el funcionamiento del escáner intraoral (Kurz et al., 2015). La alternativa al chorreado es aplicar un polvo, que, sin modificar la morfología del cuerpo de escaneado, elimine los reflejos del titanio recién fresado. Debido a que los nuevos escáneres no precisan generalmente del uso del polvo, y la existencia de ciertos estudios que desaconsejan su uso por presentar partículas ultra finas de contenido no claro, que pudieran ser potencialmente nocivas para la salud (Ochsmann et al., 2020), se optó por el arenado como método ideal para la eliminación de los brillos. La altura total fue de 10 mm de los cuales los 8 mm superiores estaban formados por la porción escaneable mientras que los 2 mm restantes formaban parte de la base y no fueron utilizados para el alineado.

El motivo por el que planteamos el diseño y fabricación de los cuerpos de escaneado propios, fue porque no encontramos cuerpos de escaneado disponibles en las distintas casas comerciales analizadas, donde pudiésemos estudiar las diferentes variables planteadas, además el protocolo de medición utilizado en nuestro proyecto precisa de la codificación mediante rasgos del objeto CAD maestro y esta información, en muchas ocasiones forma parte de la propiedad intelectual de las diferentes empresas y es una información que no es posible conseguir.

Existen 2 estudios en la bibliografía donde también diseñan y confeccionan los cuerpos de escaneado propios, siguiendo el mismo protocolo que seguimos en nuestro estudio, Titanio fresado a partir de una máquina 5 ejes y un chorreado de partículas de óxido de aluminio de entre 100 y 110 μm (Arcuri et al., 2020; Huang et al., 2020).

En el estudio de Arcuri et al. (2020) compararon 1 tipo de cuerpo de escaneado con el mismo diseño, producido en 3 materiales diferentes, PEEK, Titanio, y una combinación de PEEK y Titanio. Para el cuerpo de escaneado producido por Titanio, el que sería comparable a nuestro cuerpo de escaneado, lo obtuvieron a partir de un fresado con máquina de 5 ejes y tras el fresado le realizaron un chorreado de los cuerpos de escaneado 110 μm a 2 Bar.

En el estudio de (Huang et al. (2020) los cuerpos de escaneado fueron diseñados por los propios autores, igual que en nuestro caso. En su estudio fueron fabricados también en Titanio grado 5, y fueron arenados con partículas de óxido de aluminio de 100 μm , con una presión de 0,5 MPa equivalente a 5 Bar.

El resto de estudios analizados utilizan cuerpos de escaneado de materiales y morfología diversa, pero todos ellos son elementos diseñados y producidos por diferentes casas comerciales, de manera que su morfología no es editable.

En el estudio de Choi et al. (2020) utilizan un **cuerpo de escaneado** con una base de 2 mm, igual que nuestro estudio, mientras que la porción escaneable fue de 7 mm, en vez de los 8 que tenía nuestro diseño. Su cuerpo de escaneado estaba fabricado con PEEK, el motivo probablemente fue porque utilizaron un cuerpo de escaneado fabricado de manera industrial para el tipo de cuerpo de escaneado utilizado en el estudio.

Gómez-Polo et al. (2022b), Motel et al., (2020) y Rutkunas et al. (2020) utilizaron cuerpos de escaneado con diferente geometría. Estas no estaban basadas en variaciones geométricas determinadas, sino que utilizaron 3 tipos diferentes de cuerpos de escaneado disponibles en el mercado en el caso de Motel y un único tipo en el caso de, Rutkunas y Gómez-Polo con pequeñas variaciones como forma del elemento anti rotatorio y forma en la posición más coronal. No hace especial hincapié en el tamaño de dichos cuerpos de escaneado. Por el contrario, en los estudio de Gimenez-Gonzalez et al. (2017), Giménez et al. (2015a, 2015c, 2015b), F. Mangano et al. (2020), Mariappan et al. (2016) y Park et al. (2020), utilizan también un cuerpo de escaneado disponible en el mercado, pero sí especifican que el tamaño del mismo, siendo de 8 mm, cilíndrico y de PEEK en el caso de Giménez, de altura 9 mm y diámetro de 4 mm, fabricado de PEEK en el caso de Park, y de 13 mm de altura y también de PEEK *en* el caso de Mangano.

Pan et al. (2022) utilizan dos tipos de cuerpo de escaneado. Ambos son cuerpos de escaneado de dos materiales. En primer lugar, tiene una base de titanio de una altura de 4 mm. Y, en segundo lugar, una porción escaneable de PEEK. En uno de ellos esta porción escaneable es de 7 mm de altura y su morfología es cilíndrica, con una terminación coronal semicircunferencial, y dos elementos anti rotatorios, uno con morfología plana y otro triangular con ángulos redondeados. El segundo cuerpo de escaneado posee una porción escaneable de 10 mm de altura, con una morfología cúbica, con caras planas y ángulos redondeados.

6.1.2 El modelo maestro

El material del modelo maestro utilizado en los diferentes estudios analizados es muy variado. Generalmente el material depende de las exigencias de rigidez y estabilidad dimensional demandadas por la metodología planteada en el estudio. De manera que, cuando se realizan análisis de la exactitud de una arcada completa, se necesitan modelos rígidos, que no cambien con el tiempo.

Paralelamente al material del modelo maestro podemos encontrar diseños en los que existe una encía desmontable que puede ser de diferentes materiales. Generalmente se utilizan siliconas tipo Gingifast (Zhermack, Padoua, Italy) o bien encías impresas mediante técnicas de impresión 3D.

El material de nuestro modelo maestro fue resina fotosensible impresa con una impresora 3D de tecnología LCD. Pese a que este material no es el más estable

en el tiempo, por nuestro diseño metodológico, no precisábamos de un material necesariamente estable, ya que, todos los escaneados iban a ser realizados el mismo día, y el modelo únicamente nos servía para facilitar el escaneado, ya que, una vez alineados los diferentes cuerpos de escaneado CAD, la posición de los dientes adyacentes a los cuerpos de escaneado no tenía ninguna utilidad.

En el estudio realizado por Laohverapanich et al. (2021) utilizan 3 modelos de resina diferentes, con una réplica de implante digital posicionada a diferente profundidad subgingival en función del grupo, 3, 6 y 9 mm. Los autores no especifican el tipo de resina utilizado ni la forma de obtenerlo.

El modelo maestro de Arcuri et al. (2020) fue confeccionado mediante PMMA fresado, y la encía artificial colocada sobre este se realizó con técnica de impresión 3D.

El modelo maestro utilizado por Motel et al. (2020) consiste en un modelo de titanio con 3 réplicas introducidas en el mismo. Debido a la dificultad del escaneado, utilizan unos marcadores en forma de pegatina circular que posteriormente será utilizado para facilitar la superposición.

El modelo maestro utilizado en los estudios de Gimenez-Gonzalez et al., (2017), Giménez et al. (2015a, 2015b, 2015c), Mariappan et al. (2016) y Park et al. (2020) consistió en un fantoma, el cual fue manipulado para introducir una o varias réplicas de implante sobre las que se atornilló el cuerpo de escaneado.

El modelo maestro utilizado por Gómez-Polo et al. (2022b) consistió en una primera estructura metálica, de Cromo-Cobalto obtenida por técnica aditiva, sobre la que se fijaron 6 réplicas o análogos de implante. Posteriormente se creó mediante tecnología de impresión 3D, unos moldes reproduciendo diferente altura gingival, y mediante una silicona (Gingifast) se inyectó y reprodujo la anatomía gingival diseñada en el molde. De manera que en función de la altura gingival que se colocase se exponía diferente altura del cuerpo de escaneado atornillado siempre a la misma estructura base metálica-análogo implante.

El modelo maestro utilizado por F. Mangano et al. (2020) consistió en un modelo de escayola tipo IV, con una encía rosa tipo Gingifast. Los implantes fueron colocados según los autores de manera, razonablemente paralela, sin prestar demasiada atención sobre la posición de los mismos, ya que no se quería medir la

variable de cómo de bien iba a reproducir de manera tridimensional estos cuerpos de escaneado la posición del implante, sino que el objetivo era medir la capacidad de cada escáner intraoral, de reproducir fielmente la morfología del cuerpo de escaneado, por lo que la posición de los mismos era de relativa importancia.

Pan et al. (2022) utilizan un modelo maestro a partir de un modelo de resina donde se introducen 6 réplicas de implante. A estas réplicas del implante se le atornillan 6 pilares tipo *multiunit*.

6.1.3 El escaneado

Por lo que respecta al tipo de escáner existen dos grandes grupos de diseños. Por un lado, los que utilizan escáneres intraorales y, en segundo lugar, los que utilizan escáneres de sobremesa, de laboratorio o industriales. Existen ciertos estudios que pese a utilizar los escáneres intraorales, utilizan los de laboratorio para utilizarlos como *gold standar* a la hora de hacer comparaciones de exactitud y precisión.

En nuestro estudio utilizamos un escáner intraoral con el objetivo de intentar reproducir al máximo una situación clínica, ya que las tecnologías utilizadas por los diferentes escáneres de laboratorio son muy diferentes a los intraorales y podría dar lugar a resultados difícilmente extrapolables a los escáneres intraorales.

Huang et al. (2020) utilizaron también el escáner Trios 3, y compararon la precisión de éstos con un escáner de sobremesa con una precisión de 5 μm .

Gómez-Polo et al. (2022b) utilizaron el escáner intraoral Trios 3 y como escáner de referencia utilizaron una máquina de medición de coordenadas (MMC o CMM, por sus siglas en inglés: *coordinate measurement machine*).

En el estudio de Arcuri et al. (2020) el escáner utilizado para realizar la investigación fue el mismo utilizado en nuestro estudio, Trios 3, mientras que utilizaron como escáner de referencia un escáner de sobre mesa con una repetitividad de 2 μm .

Giménez et al. (2014 2015a, 2015b), Gimenez-Gonzalez et al. (2017) utilizaron diferentes escáneres en sus estudios entre 2014 y 2017 como el Lava Chairside Oral Scanner (Lava COS 3MESPE, St Paul, MN, USA), el 3D Progress (3D Progress IO Scan, MHT), ZFX Intrascan (ZFX Intrascan, Zimmer Dental), Cerec AC

Bluecam (Sirona, Bensheim, Germany) TrueDefinition (TrueDef; 3M ESPE, St Paul, MN)

F. Mangano et al. (2020) utilizaron 5 escáneres intraorales, y un escáner industrial como escáner de referencia (Primescan, CS3700, Medit i500, Itero. Emerald S y como escáner industrial el Freedom).

Park et al. (2020) utilizan el escáner de la casa Carestream en su versión CS3600.

En los estudios de Choi et al. (2020) y Pan et al. (2022) utilizaron un **escáner** de sobremesa en vez de un escáner intraoral, esto fue justificado diciendo que los escáneres de sobremesa son más precisos, y querían que el escáner introdujese el menor error posible.

6.1.4 Alineado y medición

Respecto al programa utilizado para realizar el alineado en la bibliografía consultada encontramos dos tendencias.

En primer lugar, están los estudios que utilizan programas de ingeniería inversa. La principal ventaja de estos programas es que el algoritmo de alineado es más potente y sobre todo es posible elegir fácilmente la zona implicada a la hora de realizar el alineado (Tohme et al., 2021). Esto permite seleccionar únicamente las zonas comunes entre dos mallas pudiendo omitir zonas donde el ruido del escaneado es mayor como son los ángulos agudos y las zonas de transición gingival. Sobre los algoritmos utilizados por cada programa es complicado encontrar información, ya que éstos son propiedad intelectual de las diferentes empresas dueñas de los programas.

En segundo lugar, encontramos estudios que utilizan para el alineado, programas de uso dental. Estos son frecuentemente utilizados por los centros de diseño de las restauraciones dentales. En este caso el alineado es más automático, sin poder tener tanto control sobre los mismos, pero a la hora de extrapolar los resultados a una práctica clínica habitual es más real utilizar este tipo de programas ya que son los mismos que utilizaremos en un protocolo digital convencional.

Respecto al programa utilizado para realizar las mediciones, existe cierto consenso a la hora de utilizar programas de ingeniería inversa, ya que nos permiten un mejor análisis y tratamiento de los datos, así como una mayor estandarización

de protocolos sin que pueda ser introducido un error por parte de operador a la hora de realizar las mediciones (Amesti-Garaizabal et al., 2020).

En el estudio de Choi et al. (2020) el software utilizado para la realización de los alineados entre objeto CAD y modelo digital fue el IDC D1 de Amann Girrbach (Amann Girrbach, Koblach, Austria). Este es un **programa** específico para el diseño de restauraciones dentales, utilizado de manera habitual entre los técnicos de laboratorio. Para la medición de las desviaciones se utilizaron un software de ingeniería inversa muy similar utilizado en nuestro estudio (Geomagic Design X vs Geomagic Wrap 2017).

Pan et al. (2022) utilizaron en primer lugar el mismo programa específico de uso dental utilizado en nuestro estudio, Exocad, y posteriormente utilizaron un programa de ingeniería inversa muy similar al utilizado por nosotros (Geomagic Control X) y con este software se realizaron las mediciones.

El software Geomagic fue utilizado por Gimenez-Gonzalez et al. (2017), Giménez et al. (2015a, 2015b, 2015c) Gómez-Polo et al. (2022b), Huang et al. (2020), F. Mangano et al., (2020) y Mariappan et al. (2016) tanto para el alineado como para la medición de las discrepancias tanto lineales como angulares.

Knechtle et al. (2022) utilizaron un software de diseño de restauraciones dentales, el Dental Designer (Dental Designer, v16.2.0, 3 Shape, Copenhagen, Denmark) para realizar el alineado y posterior diseño de una barra implanto soportada, mientras que para medir las discrepancias entre diferentes grupos utilizan el Geomagic Qualify en su versión del 2012.

En el estudio de Arcuri et al. (2020) utilizaron el Geomagic Studio para las superposiciones de los cuerpos de escaneado, mientras que para las mediciones lineales y angulares utilizaron otro tipo de programa , específico para realizar este tipo de mediciones (Hyper Cad S, Cam HyperMill, Open Mind Technologies, Milan, Italia). No especifican el motivo de utilizar otro programa, ya que el mismo programa utilizado para realizar el alineado ha sido utilizado por otros autores para realizar el procedimiento de medición.

El programa GOM Inspect (GOM, Braunschweig, Germany) es utilizado por Motel et al. (2020). Este es un programa destinado a la ingeniería, pero con amplio uso en el mundo dental para el análisis y la medición de desviaciones.

En el estudio de Park et al. (2020) utilizan tres tipos de programa diferente para la modificación, alineado y medición de las desviaciones. Para la modificación utilizan el software Screen Protactor 4.0, para el alineado un programa de diseño dental, el IDC S1 de Amann Girrbach, realizando un alineado convencional del cuerpo de escaneado y finalmente, para la medición utilizan un programa similar al utilizado en nuestro estudio, el Geomagic DesignX.

El software utilizado por Laohverapanich et al. (2021) para la superposiciones es un software de inspección 3D, destinado a ingeniería arquitectónica y naval.

6.2 Discusión del método

6.2.1 El cuerpo de escaneado

En nuestro proyecto existían ciertas variables que queríamos analizar por ver si éstas pueden influir en los resultados. Este fue el motivo por el que diseñamos nuestros propios cuerpos de escaneado, manteniendo la misma altura de base, la misma altura del cuerpo de escaneado y únicamente variando su morfología.

Por lo que respecta al diseño existen 3 cuestiones que tenemos que plantearnos:

1. La facilidad que tiene nuestros sistemas CAM, para fresar una morfología determinada.
2. La facilidad que tiene nuestro escáner intraoral de escanear una morfología determinada.
3. La facilidad que tienen nuestros programas de alineado de encontrar 2 superficies iguales en función de la morfología de los objetos que vamos a alinear.

El error obtenido en nuestro proyecto es la suma de estos 3 factores, y difícilmente podemos individualizarlos.

Respecto a los diferentes polígonos utilizados en nuestro proyecto podemos diferenciarlos en función de la forma geométrica, el diámetro inferior y la morfología oclusal.

En relación a la forma geométrica encontramos que en el caso de los cuerpos de escaneado diseñados con fines anti rotatorios únicamente utilizamos una forma geométrica, cilíndrica y se descartó el uso de la forma cónica. El motivo fue porque al intentar realizar otro tipo de diseño, como por ejemplo cónico, nos encontrábamos con el problema de la falta de espacio para la chimenea del tornillo, lo que imposibilitaba situar el plano anti rotatorio, ya que en este caso se trataría de un plano inclinado e introduciríamos una variante más en las variables de comparación.

Respecto al diámetro inferior se eligió de 4 y de 5 mm. El motivo de utilizar estos diámetros fue porque el diámetro 4 es uno de los más utilizados en implantología oral, y el tener un cuerpo de escaneado que no sea más ancho que el propio implante facilita el manejo de los tejidos blandos. El usar un diámetro mayor fue con el objetivo de analizar si una mayor superficie de cuerpo de escaneado puede influir en la mejor superposición del objeto CAD.

Finalmente, la morfología oclusal se decidió hacer una plana, la cual en principio facilitaría el alineado, pero los escáneres intraorales difícilmente serían capaces de captar dichos ángulos agudos con facilidad, al tratarse la malla STL de una sucesión de triángulos, y por otro lado la morfología oclusal redondeada, la cuál sería ligeramente más fácil captar por parte de los escáneres intraorales, pero daría más libertad de error a los algoritmos de alineado.

En la literatura encontramos una gran diversidad a la hora de elegir los cuerpos de escaneado. Existen artículos que utilizan cuerpos de escaneado fabricados por parte de las distintas casas comerciales, con morfologías preestablecidas, mientras que otros hacen sus propios diseños con el objetivo de poder analizar y aislar factores muy concretos Arcuri et al. (2020), Gimenez-Gonzalez et al. (2017), Giménez et al. (2015a, 2015b, 2015c) Gómez-Polo et al. (2022b), Mariappan et al. (2016), Motel et al. (2020), Pan et al. (2022) y Rutkunas et al. (2020)

El cuerpo de escaneado utilizado por Arcuri et al. (2020) fue fabricado exclusivamente para el estudio. No se utilizó un cuerpo de escaneado comercial. Uno de los objetivos del estudio fue comparar la influencia del material del cuerpo de escaneado, por lo que confeccionaron el mismo diseño en PEEK, Titanio y un combinado PEEK Titanio.

La principal ventaja del uso del PEEK, es que los escáneres intraorales, captan un mayor número de puntos cuando utilizamos este tipo de material Arcuri et al. (2020), cuando lo comparamos con el titanio. El inconveniente del PMMA frente al titanio es que radiográficamente no podemos comprobar el ajuste, eso es una limitación clínica, ya que en aquellos casos en los que el implante este localizado en una posición subgingival, en cuyo caso la realización de una radiografía es requisito indispensable para poder comprobar el correcto ajuste, podríamos tener problemas para visualizar si el cuerpo de escaneado se encuentra en óptima posición, o por el contrario existe algo que impide un óptimo ajuste a la plataforma de conexión.

Los cuerpos de escaneado utilizados por Gimenez-Gonzalez et al. (2017), Giménez et al. (2015a, 2015b, 2015c), Gómez-Polo et al. (2022b), Mariappan et al. (2016), Motel et al. (2020), Pan et al. (2022) y Rutkunas et al. (2020) son cuerpos de escaneado disponibles en las casas comerciales correspondientes. Las morfologías de los mismos son muy variadas, teniendo una base que oscila entre 0 mm y 4 mm, y una altura de zona escaneable de entre 7 y 13 mm.

6.2.2 El modelo maestro

El diseño del modelo maestro, del mismo modo que cuando hablamos del material, va a depender de los objetivos del estudio y qué es lo que queremos analizar.

En nuestro proyecto, utilizamos un diseño novedoso, con el objetivo de intentar disminuir las variables que puedan influir en los resultados. Ya que, nuestro propósito era analizar cómo influye la superficie de alineado del cuerpo de escaneado a la hora de determinar la posición tridimensional del implante. Quisimos crear un modelo único con un escaneado único por tipo de cuerpo de escaneado y realizar, mediante técnicas digitales, los diferentes grupos con las distintas cantidades de cuerpo de escaneado a alinear. Con este procedimiento, conseguimos eliminar la variable escaneado, ya que todas las mediciones dentro de un mismo grupo las realizamos a partir del mismo escaneado.

Respecto a la posibilidad de extrapolar estos resultados a una situación clínica real, donde el cuerpo de escaneado sea visible x mm, no está del todo claro. Ya que por un lado está la superficie de alineado del cuerpo de escaneado, variable ampliamente analizada en nuestro proyecto. Y por otro lado tenemos la facilidad

de un escáner intraoral de escanear una superficie visible determinada, es decir, existe la duda de si para un escáner intraoral determinado, será más fácil, escanear un objeto emergente de la encía de 5 o 6 mm de altura, o un objeto de 12 o 13 mm, que sobrepase el plano oclusal, y por tanto sea necesario realizar un movimiento del escáner intraoral y desviar el patrón de escaneado estándar. Serían necesarios más estudios para aclarar esta incógnita y determinar, cuál es la altura óptima escaneable por fuera de la línea gingival, en función de las estructuras que rodeen al cuerpo de escaneado.

En el estudio de Choi et al.(2020) enterraron el cuerpo de escaneado con **incrementos** de 0,5 mm mientras que en nuestro estudio simulamos digitalmente un enterramiento del cuerpo de escaneado con incrementos de 1 mm.

El modelo maestro utilizado por Motel et al. (2020) llevaba incorporados unos marcadores para facilitar la posterior superposición de los modelos escaneados. El modelo consistió en 3 réplicas de implante incorporados al modelo de titanio sobre las que se atornillaron los cuerpos de escaneado. En este caso se utilizaron 3 cuerpos de escaneado iguales por cada grupo.

Gómez-Polo et al. (2022b) desarrolló un innovador modelo con diferentes partes. En primer lugar, generó una base metálica sobre la que fijó los análogos de los implantes y posteriormente generó 3 tipos de encía desmontable con 3 alturas diferentes, de manera que en función del tipo de encía que colocase sobre el modelo metálico, el cuerpo de escaneado se vería más o menos. En concreto las diferentes alturas de la encía dejaban ver los cuerpos de escaneado 10, 6 y 3 mm.

F. Mangano et al. (2020) utilizaron un modelo en el que los implantes fueron colocados según los autores de manera, razonablemente paralela, en un modelo de escayola, sin prestar demasiada atención sobre la posición de los mismos, ya que no se quería medir la variable de cómo de bien iba a reproducir de manera tridimensional estos cuerpos de escaneado la posición del implante, sino que el objetivo era medir la capacidad de cada escáner intraoral, de reproducir fielmente la morfología del cuerpo de escaneado, por lo que la posición de los mismos era de relativa importancia. La porción de cuerpo de escaneado visible no fue valorada por los autores.

Pan et al. (2022) utilizaron un modelo maestro en el que los implantes se colocaron con ayuda de un paralelizador con el objetivo de obtener un modelo con los análogos de los implantes en una posición lo más paralela posible.

Gimenez-Gonzalez et al. (2017), Giménez et al. (2015a, 2015b, 2015c) y Mariappan et al. (2016) en sus diferentes estudios entre 2014 y 2017 utilizaron un fantoma donde introdujeron diferentes réplicas de implantes de forma paralela, angulada y a diferentes profundidades. Ya que las variables estudiadas son muy numerosas, y existen 6 elementos a escanear en cada modelo, es complicado aislar cada una de estas y sacar conclusiones sobre cuál de cada uno de los factores interviene en el error, o si estos pueden estar influidos por otra condición.

El tipo de conexión de implante utilizado en nuestro estudio consistió en una réplica digital de conexión Certain® (Zimmer Biomet) este tipo de conexión plana, con un polígono interno hexagonal tiene diversas ventajas metodológicas. Es relativamente sencillo determinar el centro del implante, ya que la determinación del plano de conexión es fácil de realizar, y su intersección con el eje principal del cuerpo de escaneado nos aportará la posición del centro del implante, tal y como describe Giménez et al. (2015a). Fluegge et al. (2017) comparó la precisión de dos cuerpos de escaneado similares sobre dos tipos de conexiones diferentes (una plana, y una cónica) y concluyó que, conexiones planas, como la utilizada en nuestro estudio, tienen una mayor precisión a la hora de determinar el centro del implante así como el eje del mismo

6.2.3 El escaneado

Se realizó un control de la cantidad de luz, con el objetivo de minimizar el error del escaneado, ya que, al tratarse de una tecnología óptica, se ha visto una influencia de la luz del ambiente en la exactitud de los escaneados (Revilla-León et al., 2019a, 2019b).

En nuestro proyecto el protocolo de escaneado utilizado fue el mismo en todos los modelos. Es imposible realizar este escaneado en una situación clínica real, ya que, el escáner se mantuvo en la misma posición durante todos los escaneados, y fue el modelo el que giraba con la ayuda de una plataforma giratoria.

Lo que nos aportaba esta forma de escaneado es que, todos los cuerpos de escaneado fueron digitalizados con el mismo patrón, y fue en todos los casos suficiente dos giros de 360° para obtener un registro completo de los cuerpos de

escaneado. Esto nos permitió reducir el error de la variable escaneado, ya que el movimiento de la base giratoria era constante.

El proceso de escaneado utilizado por Arcuri et al. (2020) fue el recomendado por el fabricante del escáner, y se comenzó a escanear, el modelo de arcada completa, desde el cuerpo de escaneado en posición del 2.6.

Arcuri et al. (2020) además del tipo de material, analizaron la influencia de la angulación (0°, 20° y 25°) y la profundidad del cuerpo de escaneado (0, 3 y 6 mm) en la exactitud de la posición de la réplica digital frente a un modelo maestro. Para ellos confeccionaron un modelo con 6 réplicas las cuales fueron sumergidas a diferente profundidad y angulación. El principal inconveniente que encontramos en este tipo de diseños es que, cuando utilizamos los escáneres intraorales para el registro de un modelo de arcada completo, incluso en estudios *in vitro* donde eliminamos la negativa influencia de saliva, tejidos móviles etc. El error del escáner a la hora de realizar el cosido de las imágenes es significativo, siendo difícil atribuir la inexactitud de un cuerpo de escaneado determinado a la profundidad del cuerpo de escaneado únicamente.

Motel et al. (2020) utilizan un escáner de sobremesa como escáner de referencia con una desviación menor de 4 μm . El escáner intraoral utilizado fue el Trios 3, del mismo modo que en nuestro estudio, y se evaluaron dos estrategias de escaneado. En primer lugar, se realizó una estrategia de escaneado a, que consistió en un escaneado completo tanto del modelo maestro como de los cuerpos de escaneado, en un paso, sin interrupciones. La estrategia de escaneado b, consistió en un primer escaneado del modelo de referencia, sin los cuerpos de escaneado en posición. A continuación, se eliminó la superficie correspondiente a la conexión del implante, y se terminó el escaneado, situando los cuerpos de escaneado en posición, e incorporando la morfología de los cuerpos de escaneado a la malla.

Gómez-Polo et al. (2022b) utilizaron el Trios 3 para la realización del escaneado intraoral siguiendo el protocolo recomendado por el fabricante y controlando los parámetros de luz del ambiente recomendados para obtener una mayor exactitud en el escaneado (Revilla-León et al., 2019a, 2019b).

Pan et al. (2022) utilizaron únicamente un escáner de sobremesa, ya que, el objetivo de su estudio no fue valorar la capacidad de un escáner intraoral para situar las réplicas digitales en una posición determinada, sino que estudió la

congruencia entre la malla escaneada y los objetos CAD de los cuerpos de escaneado y los *multinuits*, analizando el eje, los centroides del *multiunit* y del cuerpo de escaneado. Con esto Pan analizaba qué morfología de cuerpo de escaneado es más fácil de registrar para el escáner utilizado, y por tanto con qué morfología podría obtener unos mejores alineados, sugiriendo que formas suaves serían más favorables que formas con ángulos abruptos.

El escaneado utilizado por Giménez en sus diferentes estudios entre 2014 y 2017 es el protocolo de escaneado recomendado por cada casa comercial, de los diferentes escáneres que analiza en los estudios.

6.2.4 Alineado y medición

Previo al procedimiento de alineado, las mallas obtenidas del escaneado fueron editadas con el objetivo de eliminar la parte interna de la chimenea, ya que es una zona cuya detección es muy irregular y la presencia de ruido en estas es muy frecuente (Jung et al., 2022).

El procedimiento de **alineado** utilizado en nuestro proyecto fue realizado en el programa Exocad, un programa ampliamente utilizado por parte de los técnicos de laboratorio para manipular los datos recibidos por los escáneres intraorales, y posteriormente diseñar las restauraciones. El motivo de utilizar este programa fue porque es el utilizado en los procedimientos clínicos habituales. De manera que la utilización de otro tipo de programas, más enfocados a la ingeniería, podrían haber dado resultados no extrapolables a una situación clínica habitual.

Por lo que respecta al tipo de alineado, éste se realizó en dos pasos, en primer lugar, un alineado por puntos, con lo que conseguimos un posicionamiento aproximado del objeto CAD a la malla escaneada, y posteriormente un alineado de ajuste fino, en el que el programa ejecuta un algoritmo para buscar cuál es la posición del objeto CAD que tiene una menor discrepancia entre sus mallas.

Ya que en nuestro caso no nos interesaba la posición del cuerpo de escaneado respecto a las superficies adyacentes, solo se tomó en consideración la posición final del objeto alineado. Del mismo modo, en el estudio de F. Mangano et al. (2020) pese a hacer un escaneado de un modelo con 6 cuerpos de escaneado, no se fijan en la posición de estos, sino en cómo estos son alineados. Realizan una superposición individual de cada uno de los 6 cuerpos de escaneado, sin prestar atención en si estos, en conjunto, están en una posición determinada.

El proceso de alineado utilizado por Choi et al. (2020) y Pan et al. (2022) fue muy similar al utilizado en nuestro estudio. Se realizó un primer alineado por puntos seleccionando la cara plana del cuerpo de escaneado, y posteriormente se realizó un segundo alineado mediante el algoritmo *best fit*. En el caso del estudio de Choi, los autores no especifican una corrección del alineado en función de la profundidad, aunque posteriormente comentan que podría ser una limitación del software utilizado por ellos. En nuestro caso sí que se realizó una corrección ya que es fundamental para un buen alineado, tal y como comentan ellos en su artículo, el determinar la porción común entre el cuerpo de escaneado visible en nuestro escaneado intraoral y el archivo CAD que queremos alinear. En el caso de Pan, ya que a las réplicas de los implantes se le atornilló un pilar *multiunit*, estos quedaban en una posición supragingival, por lo que el cuerpo de escaneado era visible en su totalidad, y por tanto el alineado no precisaba de una corrección de la profundidad.

Arcuri et al. (2020) realizan una alineación por algoritmo de mejor adaptación de todo el conjunto de cuerpos de escaneado, sin tomar como referencia uno en concreto. En nuestro estudio, ya que analizamos los cuerpos de escaneado de manera individual, con el objetivo de intentar eliminar el mayor número de variables posibles, e intentar analizar la influencia de cómo una menor superficie de cuerpo de escaneado utilizado en la alineación influye en la posición tridimensional del implante, el método de alineado es de uno a uno. Sin embargo, cuando realizamos una superposición de varios cuerpos de escaneado existen diferentes métodos de alineado.

Por un lado, se encuentran los autores que alinean siguiendo el “método de alineado cero”. Este modelo consiste en primero lugar en la creación de un modelo de referencia con los análogos digitales de los implantes en su posición espacial correcta. Este primer paso generalmente es realizado a partir de una CMM, o bien un escáner de sobremesa con un error de pocas micras. Posteriormente, se realiza un alineado o un doble alineado de los objetos CAD de la librería sobre cada uno de los cuerpos de escaneado digitalizados mediante un escáner, por lo que obtendremos el posicionamiento de los análogos digitales de los implantes del modelo de estudio. Una vez obtenidos los dos modelos, el de referencia y el de estudio se realiza un alineado perfecto de uno de los objetos CAD del modelo test con su correspondiente objeto CAD del modelo de referencia. El resto de cuerpos de escaneado, cambiarán su posición tridimensional siguiendo los cambios del

cuerpo de escaneado alineado. Estos autores consideran este método de alineado como un “*test de sheffield digital*” (test de pasividad de estructuras) (Gimenez-Gonzalez et al., 2017; Giménez et al., 2015a, 2015b; Mariappan et al., 2016).

Por otro lado, existen los autores que realizan un alineado de todo el conjunto de cuerpos de escaneado, de manera que el error se reparte entre todos los cuerpos de escaneado. El problema de este método de alineado es el conocer las tolerancias entre conexión y restauración, ya que existe la posibilidad de que, si el error individual de un cuerpo de escaneado es mayor al de la tolerancia, la estructura no podría ser atornillada. Los resultados obtenidos en función de la técnica de alineación utilizada pueden variar los resultados de manera sustancial. Arcuri et al. (2020) afirma en su estudio que si se realiza el “método de alineado cero” no es posible medir distancias y angulaciones independientes entre cada uno de los cuerpos de escaneado, esta afirmación difiere con otros autores, ya que los estudios realizados por Gimenez-Gonzalez et al. (2017), Giménez et al. (2015a, 2015b, 2015c) y Mariappan et al. (2016) demuestran que sí que es posible realizarlos.

En los estudios de Gimenez-Gonzalez et al. (2017), Giménez et al. (2015a, 2015b, 2015c) y Mariappan et al. (2016) utilizan el mismo método de medición que el usado en nuestra investigación. La única diferencia es respecto al alineado, ya que ellos utilizan el mismo programa que el de las mediciones, el Geomagic, pero el procedimiento de alineado de un objeto CAD codificado con unos rasgos a partir de los cuales se realizan las mediciones es el mismo. En su caso no miden la influencia del plano anti rotatorio porque su cuerpo de escaneado carece del mismo, está compuesto por un único cilindro, ya que su metodología es para implantes múltiples y no es necesario codificar la indexación del polígono anti rotatorio.

Respecto al método utilizado por Choi et al. (2020) para **medir la desviación** tanto lineal como angular podemos decir que es igual a efectos prácticos que el realizado en nuestra investigación. Ellos determinan el eje, y los centros del implante de manera individual en cada caso, mientras que nosotros alineamos un objeto CAD con la información en forma de rasgos, a otro objeto CAD exportado desde el software. El resultado sería exactamente el mismo, como ya se ha comentado anteriormente en esta memoria, los objetos CAD son objetos

matemáticos, y como tales, están exentos de error. A diferencia de nuestro estudio ellos no hacen mención a la determinación del plano anti rotatorio, aunque sí que está presente en su cuerpo de escaneado. Ellos introducen un factor de análisis más, que consiste en intentar predecir el error que existiría a nivel de la restauración en función del error detectado en la zona de conexión del implante, sugiriendo que, errores mayores de 100 μm en la zona de la restauración, provocarían una alteración de los puntos de contacto y por tanto una restauración deficiente en cuanto a ajuste de estructuras vecinas.

En el estudio de Pan et al. (2022) utilizan un protocolo muy similar al propuesto en nuestra investigación, en cuanto a la determinación de los puntos y ángulos de medición. En su caso determinan el eje, el plano superior y el inferior y obtienen a partir de estos, dos puntos de medición, el coronal y el apical. Este procedimiento lo hacen tanto en los cuerpos de escaneado de la malla escaneada, como en los objetos CAD de los cuerpos de escaneado, y posteriormente miden su discrepancia.

Park et al. (2020) realiza una digitalización mediante una técnica directa, utilizando un escáner intraoral. Después del posprocesado, y mediante un programa externo al del escáner intraoral, editan la malla obtenida, eliminando parte del cuerpo de escaneado. Este es un proceso similar al utilizado en nuestra investigación, pero ellos eliminan el cuerpo de escaneado en sentido vertical, respecto al eje longitudinal del cuerpo de escaneado, mientras que nosotros lo realizamos de manera horizontal. Su modelo de referencia, a partir del cual realizan las comparaciones, es el cuerpo de escaneado en su versión CAD, después de alinearse con la malla obtenida a partir del escaneado del mismo, antes de editarla. Este cuerpo de escaneado de referencia, es comparado con los cuerpos de escaneado, también es su versión CAD, cuya posición tridimensional es obtenida tras el alineado de los mismos, al cuerpo de escaneado de la malla ya editada digitalmente. Las desviaciones son medidas a partir del centro del cuerpo de escaneado en su parte coronal, a diferencia de nuestro procedimiento, el que se realiza a partir del centro apical. Este procedimiento nos impide comparar las desviaciones en la localización de la hipotética réplica del implante por lo que las comparaciones directas de los resultados no son posibles. Por lo que respecta a las discrepancias angulares, el procedimiento es el mismo, pero tomando como referencia el eje axial del cuerpo de escaneado. No especifican exactamente como

obtienen este eje axial, pero en base a las imágenes proporcionadas en la investigación, se entiende que el procedimiento es el mismo, o al menos muy similar, al realizado en nuestra investigación.

En el estudio de Knechtle et al. (2022) mide discrepancias entre modelo de referencia y test tomando como valores el eje del implante y el centro del mismo. En su investigación, al utilizar un software dental, no puede exportar la posición real del análogo del implante, por lo que realiza el diseño de una estructura de una barra implanto soportada y mide, a partir del diseño final de esta barra, las discrepancias. Para esto, calcula el eje del implante a partir del cálculo de la normal del plano de conexión. Si utilizamos diseños CAD esta normal del plano de conexión siempre va a ser paralela y coincidente con el eje de nuestro implante, por lo que sería directamente comparable con nuestro eje del implante. Para el cálculo del centro del implante lo determina mediante la intersección del plano de conexión con el eje.

En el estudio realizado por Huang et al. (2020) para medir la desviación de su modelo de referencia utilizan el valor *root mean square* (RMS). Este es un valor que proporciona la media de las distancias entre dos mallas. El hecho de alinear todo el modelo y únicamente calcular el RMS, impide cualquier valoración de la diferencia angular entre cuerpos de escaneado, así como medidas lineales de los cuerpos de escaneado de manera independiente, por lo que únicamente sería valorable para comparar si un diseño de cuerpo de escaneado es mejor que otro, pero nunca se podría calcular cómo de bueno sería un diseño determinado ya que no tendríamos resultados de ángulo y distancia entre centros de implante.

En su estudio, Laohverapanich et al. (2021) utilizan como modelo maestro para calcular las discrepancias en función de la profundidad de la réplica del implante, un archivo STL obtenido a partir de un micro-CT del modelo con la réplica y el cuerpo de escaneado. Obtiene un modelo diferente por cada grupo a analizar, 3 6 y 9 mm de profundidad del implante con respecto a la encía artificial del modelo. El método de alineado utilizado es doble, de forma similar al algoritmo utilizado por Exocad. En primer lugar, se hace un primer alineado por puntos de referencia, en su caso seleccionan 3 puntos diferentes, y a continuación utilizan un segundo alineado mediante el algoritmo mejor adaptación. Para calcular la distancia entre los cuerpos de escaneado seleccionan 8 puntos aleatorios sobre el cuerpo de

escaneado y realizan una media de las 8 distancias, elevándolas al cuadrado y posteriormente realizando la raíz cuadrada, para eliminar el posible efecto de los signos + y -. El hecho de no detallar el protocolo de selección de puntos y el que estos se sitúen en la zona coronal nos impide hacer una comparación directa con los resultados. No habla de la discrepancia entre ejes del cuerpo de escaneado, siendo en nuestra opinión un factor muy importante a la hora de analizar las discrepancias entre cuerpos de escaneado ya que de que este eje sea correcto dependerá que, nuestra futura restauración tenga un buen punto de contacto con las superficies de los dientes adyacentes, y en el caso de que existan varios implantes y la restauración sea atornillada, será fundamental para que exista un buen ajuste pasivo entre la estructura y la conexión del implante.

Arcuri et al. (2020) realiza una medición tanto lineal como angular entre cada uno de los cuerpos de escaneado y su respectivo control, sin detallar su protocolo.

El protocolo de medición utilizado por Motel et al. (2020) consistió en la superposición de un objeto cilíndrico sobre la parte cilíndrica del cuerpo de escaneado, lo que nos daría la información del eje, así como, la creación de un plano sobre la parte coronal del mismo. La intersección entre la línea y el plano se consideró el punto sobre el que se medirían las distancias. Este procedimiento se realizó en cada uno de los cuerpos de escaneado. Se calculó la discrepancia entre las distancias de los puntos, así como la diferencia en la angulación de los ejes, determinados por el eje del cilindro superpuesto. Esta metodología tiene la peculiaridad que la distancia se mide desde el punto coronal, situado en el plano superior del cuerpo de escaneado, cuando realmente, el objetivo del escanear un cuerpo de escaneado es poder determinar digitalmente la posición del implante. Esta desviación sería diferente en la zona de conexión y estaría influenciada por la desviación del ángulo. El hecho de superponer un objeto cilíndrico y no el objeto CAD del cuerpo de escaneado, nos impide realizar un análisis sobre qué morfología de cuerpo de escaneado va a obtener mejores valores de alineado.

Analizando el estudio de Gómez-Polo et al. (2022b) podemos observar que la idea es muy similar a la propuesta por nosotros pero con diferente metodología. Cabe destacar que la variable error del escáner no es eliminada en su metodología, por lo que parte de la influencia del error puede estar influenciada por el

escaneado. Por otro lado, según lo que se puede concluir leyendo la citada investigación, el modelo de referencia es escaneado por una CMM, y se especifica que se realiza esta medición con los cuerpos de escaneado posicionados sobre las réplicas de los implantes, por tanto, ya que este tipo de máquina trabaja por contacto, la información que detecta es del eje del cuerpo de escaneado (coincidente en cualquier caso con el eje del implante), y de la cara plana superior del mismo, ya que el plano de conexión del implante no está accesible para ser palpado. No está claro si el punto sobre el que miden las distancias es la intersección del eje sobre el plano superior, o trasladan este plano superior a un posible plano inferior de conexión.

En el estudio de F. Mangano et al. (2020) realizan un análisis de la desviación media global entre las mallas, mediante un comparación de las mismas. Los resultados por tanto no son comparables, pero es un método donde se puede medir cómo de bien están alineados dos mallas, por lo que aporta información sobre dos factores. En primer lugar, cómo de bien son capaces de escanear cada uno de los escáneres intraorales y reproducir de manera fidedigna la morfología del cuerpo de escaneado. Y, en segundo lugar, la capacidad que tiene el algoritmo del programa de superposición de encontrar la posición correcta del cuerpo de escaneado.

Ciocca et al. (2018) propone en su estudio una nueva técnica para medir la discrepancia lineal entre cuerpo de escaneado para un modelo de arcada completa. Consiste en, tomar como referencia un único punto en la parte superior del cuerpo de escaneado de la malla tridimensional, obtenida a partir del escáner intraoral True Definition, y compararla con un escáner de tipo industrial, una máquina de medición de coordenadas opto-mecánico (OCMM por sus siglas en inglés: *opto-mechanical coordinate measuring machine*). En nuestro caso, esta metodología no puede ser empleada, ya que, lo que buscamos es ver cómo de bien está situado el análogo virtualmente, por lo que la diferencia a nivel coronal del cuerpo de escaneado no nos aporta dicha información.

6.3 Discusión resultados

Tal y como hemos comentado anteriormente, ya que la metodología empleada en nuestra investigación difiere de las diferentes metodologías encontradas en la literatura, la comparación de los resultados debe realizarse en

forma de tendencias, y nunca será posible una comparación directa en valores absolutos.

6.3.1 Comparación del ángulo entre el eje del implante

Cuando analizamos los resultados obtenidos en nuestra investigación observamos que, al promediar los valores obtenidos de los 16 cuerpos de escaneado, se produce un error significativo a partir del recorte de 4 mm. Hasta entonces la superficie de alineado no es tan influyente. A pesar de existir una diferencia estadísticamente significativa, habría que analizar si esta diferencia es clínicamente significativa a la hora de extrapolar estos datos a una posible situación clínica. En este sentido el efecto del eje de los cuerpos de escaneado es de suma importancia, y en algunas ocasiones pasa desapercibido y las investigaciones se centran únicamente en las distancias entre los centros de los implantes. El motivo de esta importancia, es porque, cuando utilizamos cuerpos de escaneado en implantes múltiples para la realización de prótesis atornillada, ya sea directa a implante, o bien sobre un pilar intermedio, este defecto de ángulo se va a proyectar y ampliar conforme aumenta la distancia entre los implantes. Esto significa que un error de $0,1674^\circ$ (error angular medio de la agrupación de todos los cuerpos de escaneado en el recorte de 2 mm de altura), en un implante unitario, quizás no tenga repercusión, pero en una arcada sobre implantes, donde dos implantes pueden estar separados 40 mm significa que, la desviación de $0,1674^\circ$ en el alineado de un cuerpo de escaneado x , va a producir una desviación del centro del implante en:

$$\text{Desviación por error de ángulo} = \text{ángulo en radianes } (\theta) \times \text{distancia en mm}$$

Despejando la fórmula de conversión de ángulo en grados a ángulo en radianes:

$$\alpha = \frac{\theta \times 180^\circ}{\pi}$$

Donde:

$$\alpha = \text{ángulo en grados}$$

$$\theta = \text{ángulo en radianes}$$

$$\pi = 3,14159$$

Obtendremos que:

$$0,1674 = \frac{\theta \times 180^\circ}{3,14159}$$

Por lo que:

$$\theta = 0,00292168$$

Así que:

$$\text{Desviación por error de ángulo} = 0,00292168 (\theta) \times 40 \text{ mm}$$

$$\text{Desviación por error de ángulo} = 0,1168 \text{ mm}$$

Por tanto, un error de alineado de un cuerpo de escaneado de $0,1674^\circ$ va a producir una desviación de 0,1168 mm en un implante situado a 40 mm de este. Solamente por el error alineado del primer cuerpo de escaneado, a este habrá que sumarle los posibles errores del resto de variables como: escaneado, alineado del segundo cuerpo de escaneado, error de posicionamiento del centro de implante del primer cuerpo de escaneado, confección de la restauración etc.

Distancia entre implantes						
	N	Media °	Media radianes	40 mm	20 mm	10 mm
ANG 8mm	16	0,0000	0,0000	0,0000 mm	0,0000 mm	0,0000 mm
ANG 7mm	16	0,0257	0,0004	0,0179 mm	0,0090 mm	0,0045 mm
ANG 6mm	16	0,0292	0,0005	0,0204 mm	0,0102 mm	0,0051 mm
ANG 5mm	16	0,0373	0,0007	0,0260 mm	0,0130 mm	0,0065 mm
ANG 4mm	16	0,0601	0,0010	0,0420 mm	0,0210 mm	0,0105 mm
ANG 3mm	16	0,0855	0,0015	0,0597 mm	0,0298 mm	0,0149 mm
ANG 2mm	16	0,1674	0,0029	0,1169 mm	0,0584 mm	0,0292 mm
ANG 1mm	16	0,2508	0,0044	0,1751 mm	0,0875 mm	0,0438 mm

Tabla 6.3.1-1
Simulación de la repercusión del promedio de los errores por superficie de alineado para los 16 grupos en una distancia supuesta entre implantes de 40, 20 y 10 mm.

Para conocer cuál sería la repercusión de estos promedios de los valores de los 16 tipos de cuerpo de escaneado en dos implantes a 40 mm, 20 mm y a 10 mm de distancia creamos la tabla 6.3.1-1:

Cuando analizamos la influencia que tiene las diferentes características morfológicas en la determinación del eje del implante, observamos que la terminación coronal y el diámetro inferior, están induciendo diferencias entre las diferentes superficies de alineado en la determinación de la posición tridimensional del implante.

Respecto a la terminación coronal, tenemos dos variables, terminación plana y terminación redondeada. Analizando los resultados podemos observar que cuando los recortes son mayores de 4 mm la diferencia entre ambas se dispara. Posiblemente este hallazgo esté justificado porque cuando menor es la superficie cilíndrica del cuerpo de escaneado más influye la terminación en forma de semiesfera que tienen estos elementos. Esto hace que, como una semiesfera tiene 180° de libertad para un correcto alineado, cuanto más influye la semiesfera a la hora del alineado, mayor libertad angular tiene el alineado, provocando, como muestran los resultados, una mayor desviación del eje del implante.

Reproduciendo la importancia de la significatividad clínica expuesta anteriormente, analizaremos como estas variaciones morfológicas pueden influir en una situación clínica de dos implantes cuyos centros estén separados 40, 20 y 10 mm.

Simulación para cuerpos de escaneado con terminación coronal plana

(Tabla 6.3.1-2):

Tabla 6.3.1-2
Simulación de la repercusión del promedio de los errores por superficie de alineado para los grupos con terminación coronal plana en una distancia supuesta entre implantes de 40, 20 y 10 mm.

	Distancia entre implantes					
	N	Media °	Media radianes	40	20	10
ANG 8mm	6	0,0000	0,0000	0,0000mm	0,0000	0,0000
ANG 7mm	6	0,0266	0,0005	0,0186	0,0093	0,0046
ANG 6mm	6	0,0322	0,0006	0,0225	0,0112	0,0056
ANG 5mm	6	0,0369	0,0006	0,0258	0,0129	0,0064
ANG 4mm	6	0,0407	0,0007	0,0284	0,0142	0,0071
ANG 3mm	6	0,0467	0,0008	0,0326	0,0163	0,0082
ANG 2mm	6	0,0742	0,0013	0,0518	0,0259	0,0130
ANG 1mm	6	0,1053	0,0018	0,0735	0,0368	0,0184

Simulación para cuerpos de escaneado con terminación coronal redondeada (Tabla 6.3.1-3):

Tabla 6.3.1-3
Simulación de la repercusión del promedio de los errores por superficie de alineado para los grupos con terminación coronal redondeada en una distancia supuesta entre implantes de 40, 20 y 10 mm.

	Distancia entre implantes					
	N	Media °	Media radianes	40	20	10
ANG 8mm	6	0,0000	0,0000	0,0000 mm	0,0000 mm	0,0000 mm
ANG 7mm	6	0,0260	0,0005	0,0182 mm	0,0091 mm	0,0045 mm
ANG 6mm	6	0,0297	0,0005	0,0207 mm	0,0104 mm	0,0052 mm
ANG 5mm	6	0,0410	0,0007	0,0286 mm	0,0143 mm	0,0072 mm
ANG 4mm	6	0,0838	0,0015	0,0585 mm	0,0293 mm	0,0146 mm
ANG 3mm	6	0,1487	0,0026	0,1038 mm	0,0519 mm	0,0260 mm
ANG 2mm	6	0,3265	0,0057	0,2279 mm	0,1140 mm	0,0570 mm
ANG 1mm	6	0,4828	0,0084	0,3371 mm	0,1685 mm	0,0843 mm

Podemos comprobar que no hay grandes diferencias en situaciones de hasta 4 mm de recorte, cuando analizamos las medias, pero estos se duplican, como mínimo, a partir de cuerpos de escaneado con una superficie de alineado igual o menor a 4 mm.

Por lo que respecta a la otra característica morfológica que tiene repercusión a la hora de la determinación del eje del implante en función de la superficie de cuerpo de escaneado alineado, observamos que cuando las superficies de alineado son elevadas, 7, 6 y 5 mm, obtenemos mejores valores cuando el diámetro inferior es de 4 mm, sin embargo, a partir de 4 mm se invierte la tendencia obteniendo mejores resultados en los diámetros anchos (5 mm) para los cuerpos de escaneado alineados 3, 2 y 1 mm.

La posible justificación del segundo hallazgo, que cuando alineamos superficies pequeñas los diámetros anchos obtienen mejores resultados, podría justificarse por la necesidad de una superficie mínima de alineado, cuanto más estrecho es el cuerpo de escaneado, menor superficie y por tanto menos referencias entre el objeto de referencia (objeto CAD) y la malla tridimensional. Sin embargo, no encontramos justificación del por qué, en alturas más elevadas, obtenemos un mejor alineado en los diámetros más estrechos, de 4 mm. Quizás pueda estar relacionado con una hipotética mayor facilidad por parte del escáner a la hora de digitalizar cuerpos de escaneado estrechos, frente a anchos, pero este factor no ha sido analizado en este proyecto por lo que no podemos obtener una conclusión clara en este sentido.

La discrepancia del ángulo entre los ejes del cuerpo de escaneado analizada por Park et al. (2020) muestra que conforme más superficie longitudinal del cuerpo de escaneado eliminamos, más discrepancia encontramos. Esta es de $0,26^\circ$ cuando eliminamos el 15% del cuerpo de escaneado en la malla escaneada y del $0,15^\circ$ cuando eliminamos únicamente el 5%. Estos resultados son consistentemente más elevados que los obtenidos en nuestro estudio. Cabe decir que, aunque el procedimiento es bastante similar, el escáner utilizado por estos autores es diferente, pero en base a estos resultados podríamos decir que el defecto longitudinal de los cuerpos de escaneado puede tener un efecto más negativo que el defecto a nivel transversal.

La diferencia entre el ángulo de los ejes de los cuerpos de escaneado de la malla tridimensional, y de los objetos CAD, tuvo una desviación media de $0,085^\circ$ en el estudio de Pan et al. (2022). Esta desviación según los autores, está producida por una suma entre el error de escaneado + la tolerancia de fabricación del cuerpo

de escaneado. Cuanta mayor sea la tolerancia, mayor será esta discrepancia de alineado y por tanto peor calidad de alineado habrá.

En el estudio de Gimenez-Gonzalez et al. (2017) obtienen unos valores medios de $0,21 \pm 0,17^\circ$ para los implantes situados en el primer cuadrante y de $0,28 \pm 0,16^\circ$ para los implantes del segundo cuadrante, sugiriendo que la desviación angular aumenta, conforme más largo es el tramo a escanear, por lo que en el caso de realizar rehabilitaciones parciales, deberíamos empezar a escanear por la zona donde esté la restauración a realizar.

En el estudio de Knechtle et al. (2022) en el que analizan la influencia de una encía móvil o no, alrededor de los cuerpos de escaneado, obtienen medias de entre $0,45^\circ$ y $0,64^\circ$ entre ejes de implante para el modelo con total encía inmóvil. Cuando de manera *in vitro* el tejido inmóvil se ve reducido las medias son de $0,378^\circ$ y $0,925^\circ$. Finalmente, cuando la encía que rodea el cuerpo de escaneado es aún más móvil, las medias aumentan a $0,441^\circ$ y $1,634^\circ$ dependiendo del escáner y el protocolo de escaneado utilizado.

Cuando en el estudio de Arcuri et al. (2020) analizamos la discrepancia en ángulo, para los cuerpos de escaneado fabricados con titanio, observamos que la mediana es de $0,6806^\circ$, valor que no entraría dentro de los márgenes propuestos por la literatura científica (Rutkūnas et al., 2017). Aún peor cuando analizamos los valores máximos de error encontrados en el estudio, en los que observan desviaciones de hasta $1,6592^\circ$.

Las discrepancias angulares detectadas por Gómez-Polo et al. (2022b) son también sustancialmente mayores a las obtenidas en nuestro estudio. Dependiendo de si los cuerpos de escaneado estaban rectos o angulados las discrepancias oscilaban entre $0,87-0,99^\circ$ y $1,18-1,64^\circ$ respectivamente, dependiendo de cuanta altura de cuerpo de escaneado era visible.

En el estudio clínico realizado por Rutkunas et al. (2020) detectó una diferencia media de $0,42^\circ$ cuando lo compararon con el *gold standard*, una impresión convencional de silicona con los *transfers* de impresión ferulizados. Esta diferencia es superior a lo que estos autores consideran como clínicamente aceptable, según los hallazgos de Lin et al. (2015).

Como hemos comentado anteriormente estos resultados no son directamente comparables con los obtenidos en nuestra investigación, ya que, en todos estos estudios, el modelo maestro consistía en un modelo de entre 4 y 6 implantes e introducimos por tanto, el error del escaneado de una arcada completa. Esto podría justificar los resultados tan dispares a los presentados en nuestra investigación.

6.3.2 Comparación de la distancia entre centro de implante

Cuando analizamos la influencia de la superficie de alineado en la determinación del centro del implante vemos que, del mismo modo que sucede con el eje del implante, cuando comparamos las medias de los 16 cuerpos de escaneado en conjunto, existen diferencias significativas con respecto al recorte 7, a partir del recorte de 4 mm.

Vemos que la media del error por el alineado, en las situaciones más extremas (3, 2 y 1 mm de alineado) es de 0,0128, 0,0260 y 0,0400 mm. Lo cual parece tener cierta repercusión clínica, ya que, por el error del alineado estamos introduciendo entre la mitad y una cuarta parte del error en función de los valores que consideremos como aceptables en cuanto a desajuste entre implante y restauración, ya que en la literatura podemos encontrar que estos deben ser entre 59 μm y 200 μm según la bibliografía que consultemos. Lo que parecen valores muy diferentes y quizás sea una cifra que debería ser revisada, y mejor analizada, ya que hay muchos factores que influyen en el ajuste y su importancia, como puede ser el tipo de material que utilicemos, el tipo de conexión, la tolerancia de fresado, el error que puede permitir el tornillo protético, etc.

Cuando analizamos qué variaciones morfológicas del cuerpo de escaneado tiene influencia a la hora del posicionamiento tridimensional del implante, encontramos, de igual forma que en el análisis angular que, la terminación coronal y el diámetro del cuerpo de escaneado tiene influencia estadísticamente significativa.

Respecto a la terminación coronal observamos que, cuando el cuerpo de escaneado tiene una terminación redondeada, los cuerpos de escaneado alineados 4, 3, 2 y 1 mm obtienen resultados significativamente peores que lo que terminan con una morfología plana. La justificación de este hallazgo es la misma que en el caso de la desviación angular, debido a la presencia de la semiesfera a nivel coronal,

se produce que, cuando la predominancia de la porción cilíndrica del cuerpo de escaneado disminuye, aparecen problemas de alineado por la libertad de alineado que da una semiesfera.

Respecto al diámetro inferior, se observa que los diámetros estrechos son significativamente mejores que los anchos para las situaciones de alineado de 7 y 6 mm. A diferencia de la discrepancia angular, en la situación de alineado de 5 mm, en el caso del centro de implante, no existe diferencia estadísticamente significativa.

Giménez et al. (2015b) encuentran que las mayores diferencias con respecto al modelo maestro lo encuentran en aquellos implantes que están más alejados entre sí, demostrando que cada solapamiento de las imágenes captadas por el escáner tiene implícito un error, y que cuanto más imágenes, y mayor distancia tenga el programa del escáner que posprocesar, mayor será el error. Este error tuvo una media de $123 + 138,21 \mu\text{m}$ en los implantes más alejados. Respecto a si la profundidad de los cuerpos de escaneado influye, concluyen que esta no tiene influencia estadísticamente significativa. Cuando analizamos las medias de los errores en el estudio de Giménez et al. (2015a) observamos que las mayores diferencias aparecen entre los implantes de 27, y 12, siendo el único caso de la serie de 5 artículos realizados por estos autores donde el mayor error no se encuentra entre los implantes más alejados. Este error es de $45,02 \pm 37,31 \mu\text{m}$. Respecto a la influencia de la profundidad de los implantes, no encuentran diferencias significativas, con el escáner Lava Chairside Oral Scanner (Lava COS 3MESPE, St Paul, MN, USA), entre los centros de los implantes cuando los cuerpos de escaneado son sumergidos 2 y 4 mm, obteniendo unos errores medios de $34,3 \pm 18,7 \mu\text{m}$ para los implantes sumergidos, y de $28,5 \pm 29,8 \mu\text{m}$ en los implantes no sumergidos. Cuando los mismos autores utilizaron los escáneres con tecnología confocal (Giménez et al., 2015c), 3D Progress (3D Progress IO Scan, MHT), ZFX Intrascan (ZFX Intrascan, Zimmer Dental) los errores fueron significativamente mayores. Para el primero los errores entre los implantes más alejados fueron de $497,4 \pm 1346 \mu\text{m}$ y para el segundo $150,6 \pm 1080,3 \mu\text{m}$. Las diferencias entre implantes sumergidos y no sumergidos no fueron significativas, siendo estas de $150 \pm 397 \mu\text{m}$ y $133 \pm 782 \mu\text{m}$ para el escáner ZFX Intrascan y de $87 \pm 403 \mu\text{m}$ y $337 \pm 997 \mu\text{m}$ para el 3D Progress respectivamente. Cuando utilizan el escáner True Definition (Gimenez-Gonzalez et al., 2017) estos errores disminuyen a $26,97 \pm$

50,56 μm , los cuales se encuentran en los implantes que están más separados. Respecto a la profundidad del cuerpo de escaneado los autores mencionan que los implantes situados yuxtagingivalmente tienen menores desviaciones que aquellos situados por debajo de la encía, por lo que recomiendan que cuando los implantes estén sumergidos, los cuerpos de escaneado deberían tener una longitud mayor.

Park et al. (2020) obtienen unas desviaciones lineales mayores cuanto más superficie del cuerpo de escaneado elimina en sentido longitudinal. Esta oscila desde 48 μm cuando eliminamos el 5% hasta 81,6 μm cuando eliminamos el 15%. Cabe decir que estas distancias están medidas en el centro superior del cuerpo de escaneado por lo que si las trasladamos al centro inferior del mismo serían mayores. Estos resultados, del mismo modo que los obtenidos por los mismos autores en cuanto al ángulo, son consistentemente más elevados, aunque como ya hemos comentado, el protocolo es diferente por lo que una comparación directa de los resultados sería incorrecta. De igual forma, en el estudio de Gómez-Polo et al. (2022b) y debido a que la metodología no está clara, pero suponemos que las mediciones lineales están hechas desde el centro superior del cuerpo de escaneado no es prudente realizar una comparación directa con nuestros resultados.

En el estudio realizado por Pan et al. (2022) obtuvieron unas discrepancias medias entre los centros de los pilares *multiunit* de 31,7 y 22,8 μm , dependiendo del tipo de cuerpo de escaneado. Estos resultados son comparables, por su posición con los obtenidos en nuestro estudio en cuanto a distancias entre centros de implantes, ya que, el centro del pilar *multiunit* comparte posición con el centro del implante. Estos resultados nos muestran que, el error entre el escaneado, con un escáner industrial, y el solapado es de 22,8 μm . Sería importante estudiar cómo influye la tolerancia de fabricación de los cuerpos de escaneado a la hora de posicionar estos en su correcta posición tridimensional. Respecto al error obtenido por estos autores en el centro coronal de los cuerpos de escaneado, podemos observar que es sustancialmente menor, 14,6 y 12,2 μm respectivamente. Esta diferencia puede estar justificada por la prolongación del error a través del eje longitudinal del cuerpo de escaneado desde la parte superior o coronal, a la parte inferior o apical.

En el estudio de Laohverapanich et al. (2021) obtienen una distancia media, cuando utilizan el escáner intraoral Trios 3, de 86 μm para el implante sumergido 3

mm, 59,8 μm para el implante sumergido 6 mm y 107,2 μm para el implante sumergido 9 mm. Como hemos comentado anteriormente, la metodología utilizada es muy diferente a la propuesta en nuestra investigación por lo que estos resultados no podrían ser comparados directamente, y una comparación directa habría que interpretarla con precaución por no tomar conclusiones erróneas.

En el estudio de Knechtle et al. (2022) en el que analizan la influencia de una encía móvil o no, alrededor de los cuerpos de escaneado, obtienen medias de ente 48,4 μm y 76,6 μm entre centro de implantes para el modelo con total encía inmóvil. Cuando de manera *in vitro* el tejido inmóvil se ve reducido las medias son entre 36,3 y 79,9 μm . Finalmente, cuando la encía que rodea el cuerpo de escaneado es aún más móvil, las medias aumentan a 51,8 y 257,5 μm y dependiendo del escáner y el protocolo de escaneado utilizado.

Respecto a los resultados obtenidos por Choi et al. (2020) podríamos comparar las profundidades de 1 y 2 mm, siendo las desviaciones obtenidas por ellos considerablemente más elevadas que las obtenidas en nuestro estudio.

Arcuri et al. (2020) encuentra que para los cuerpos de escaneado realizados de titanio, la mediana sería de 0,3, 7,4 y 23,4 μm cuando lo descomponemos en distancias según los ejes xyz respectivamente. La distancia total correspondería a 24,54 μm lo que está dentro de los valores aceptados de ajuste de 100-150 μm . Sin embargo, cuando observamos los valores extremos observamos que, existe una desviación máxima de 299, 338 y 107 μm en los ejes x y z respectivamente lo que correspondería a una distancia total de 463,78 μm y una desviación mínima de -128, -142 y -114 μm en los ejes x y z respectivamente lo que correspondería a una distancia total de 222,58 μm . Estos valores máximos y mínimo están lejos de los valores de aceptación en cuanto ajuste entre estructura protética y conexión del implante. Por lo que respecta a la influencia de la profundidad, no se detecta diferencias entre los cuerpos de escaneado dependiendo de la profundidad, si no que la diferencia entre unos y otros es más producida por el efecto del cosido de las imágenes que por la propia posición de los mismos.

En el estudio clínico de Rutkunas et al. (2020) la distancia entre el grupo control (técnica convencional) con el grupo de estudio (técnica digital) la diferencia media que encontraron entre los centros de implantes fue de 73,7 μm .

6.3.3 Comparación del ángulo del plano anti rotatorio

El análisis de los resultados respecto al plano anti rotatorio, muestra una menor repercusión respecto de los demás parámetros influyentes.

En este caso encontramos en nuestro proyecto que no existen diferencias estadísticamente significativas entre, disminución de superficie de alineado, variación morfológica etc. Y el correcto posicionamiento del plano anti rotatorio.

Esta ausencia de diferencias significativas, está relacionada con que, de los 16 cuerpos de escaneado analizados, únicamente 8 poseen esta característica de plano anti rotatorio, ya que el resto de los diseños están creados para el escaneado en implantes múltiples y por tanto no es necesaria la codificación del elemento anti rotatorio del implante.

Es conveniente remarcar que, pese a que las diferencias no son estadísticamente significativas, sí que encontramos una tendencia destacable ($p=0,057$) cuando comparamos los cuerpos de escaneados con un plano anti rotatorio del 15% y 5% en favor de los primeros en una superficie de alineado de 6 mm. Esto puede ser debido a que, cuanto mayor es la superficie del plano anti rotatorio, más predominancia tiene este en el alineado, por lo que mejor posicionará esta característica del implante. Esto nos hace pensar que cuando diseñemos un cuerpo de escaneado, debemos de pensar en la función que este va a tener para intentar optimizar su diseño.

En el trabajo *in vivo* realizado por Rutkunas et al. (2020) obtienen unas diferencias medias de $0,72^\circ$ entre técnica de impresión convencional y digital. Estos autores sugieren que estas diferencias podrían tener repercusiones clínicas, únicamente cuando se usen elementos restauradores anti rotatorios.

6.3.4 Discusión de las hipótesis de trabajo

En este último apartado de la discusión vamos a responder a las hipótesis nulas planteadas al inicio de nuestra investigación:

Rechazamos la H_0 , ya que se observaron diferencias estadísticamente significativas cuando ejecutamos el algoritmo de alineado con un recorte mayor de 4 mm.

Rechazamos parcialmente la H_1 ya que se observaron diferencias estadísticamente significativas a favor de los cuerpos de escaneado con

terminación plana a partir de un recorte mayor de 4 mm. Respecto al diámetro apical se obtuvieron mejores resultados en los cuerpos de escaneado de diámetro 4 mm cuando el recorte era pequeño, mientras que cuando los recortes eran mayores, estas diferencias se invertían a favor del cuerpo de escaneado de diámetro 5. Por último, aceptamos la H_1 parcialmente ya que, la variación del plano anti rotatorio no influyó significativamente en el alineado de los cuerpos de escaneado.

7. CONCLUSIONES

7. CONCLUSIONES

7.1 Conclusiones generales

1. La disminución de la superficie de alineado de los cuerpos de escaneado con fines rotatorios y anti rotatorios influye negativamente en la determinación del eje y del centro del implante, encontrando diferencias significativas a partir de un recorte mayor de 4 mm.
2. La disminución de la superficie de alineado de los cuerpos de escaneado con fines anti rotatorios no influye en la determinación del plano anti rotatorio.

7.2 Conclusiones específicas

1. La morfología del cuerpo de escaneado influye en la determinación del eje y del centro del implante. La terminación coronal plana obtiene desviaciones del eje y del centro del implante significativamente menores que la redondeada a partir de un recorte mayor o igual de 4 mm. La terminación coronal no tiene ninguna influencia sobre el posicionamiento del plano anti rotatorio.
2. El diámetro apical del cuerpo de escaneado influye de manera que, los cuerpos de escaneado con diámetro apical de 4 mm obtienen desviaciones del eje del implante significativamente menores que los de 5 mm para las alineaciones de 7, 6 y 5 mm. Para la determinación del centro de implante se observaron diferencias significativas a favor de los cuerpos de escaneado de diámetro inferior de 4 mm para las alineaciones de 7 y 6 mm. El diámetro apical del cuerpo de escaneado no tiene ninguna influencia sobre el posicionamiento del plano anti rotatorio.
3. La posición del plano anti rotatorio no tiene ninguna influencia sobre el posicionamiento tridimensional del eje ni del centro del implante. Sin embargo, sí que tiene una fuerte tendencia a la significatividad sobre el posicionamiento del plano anti rotatorio en los alineados de 7 y 6 mm, siendo más favorables las muestras con un plano anti rotatorio del 15%.
4. La conicidad del cuerpo de escaneado no tiene ninguna influencia sobre la determinación del eje y del centro del implante en aquellas muestras diseñadas con fines rotatorios.

8. BIBLIOGRAFÍA

8. BIBLIOGRAFÍA

A

- Agustín-Panadero, R., Baixauli-López, M., Gómez-Polo, M., Cabanes-Gumbau, G., Senent-Vicente, G., Roig-Vanaclocha, A., 2020. In vitro comparison of the efficacy of two fractured implant-prosthesis screw extraction methods: Conventional versus mechanical. *J. Prosthet. Dent.*, 124, 720-726.
- Alikhasi, M., Siadat, H., Nasirpour, A., Hasanzade, M., 2018. Three-Dimensional Accuracy of Digital Impression versus Conventional Method: Effect of Implant Angulation and Connection Type. *Int. J. Dent.*, 2018, 1-9.
- Amesti-Garaizabal, A., Agustín-Panadero, R., Solá-Ruíz, M.F., Fernández-Estevan, L., Amezua-Lasuen, X., Alonso Pérez-Barquero, J., 2020. Influence of Angulation in Cervical Prosthetic Emergences Relative to the Gingival Tissue of Teeth Treated under the Biologically Oriented Preparation Technique (BOPT). *Appl. Sci.*, 10, 4108.
- Andriessen, F.S., Rijkens, D.R., van der Meer, W.J., Wismeijer, D.W., 2014. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: A pilot study. *J. Prosthet. Dent.*, 111, 186-194.
- Arcuri, L., Pozzi, A., Lio, F., Rompen, E., Zechner, W., Nardi, A., 2020. Influence of implant scanbody material, position and operator on the accuracy of digital impression for complete-arch: A randomized in vitro trial. *J. Prosthodont. Res.*, 64, 128-136.

B

- Block, M.S., 2018. Dental Implants: The Last 100 Years. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 76, 11-26.
- Boldt, J., Knapp, W., Proff, P., Rottner, K., Richter, E.-J., 2012. Measurement of tooth and implant mobility under physiological loading conditions. *Ann. Anat. - Anat. Anzeiger*, 194, 185-189.
- Branemark, P., Zarb, G.A., 1999. Prótesis Tejido - integradas: La Oseointegración en

la Odontología Clínica. Quintessence Publishing.

Brånemark, P.I., Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallén, O., Ohman, A., 1977. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl.*, 16, 1-132.

Buser, D., Sennerby, L., De Bruyn, H., 2017. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol.* 2000, 73, 7-21.

C

Çakmak, G., Yilmaz, H., Treviño, A., Kökat, A.M., Yilmaz, B., 2020. The effect of scanner type and scan body position on the accuracy of complete-arch digital implant scans. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 22, 533-541.

Chew, A., Esguerra, R., Teoh, K., Wong, K., Ng, S., Tan, K., 2017. Three-Dimensional Accuracy of Digital Implant Impressions: Effects of Different Scanners and Implant Level. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 32, 70-80.

Chochlidakis, K., Papaspyridakos, P., Tsigarida, A., Romeo, D., Chen, Y., Natto, Z., Ercoli, C., 2020. Digital Versus Conventional Full-Arch Implant Impressions: A Prospective Study on 16 Edentulous Maxillae. *J. Prosthodont.*, 29, 281-286.

Choi, Y., Lee, K.E., Mai, H., Lee, D., 2020. Effects of scan body exposure and operator on the accuracy of image matching of implant impressions with scan bodies. *J. Prosthet. Dent.*, 124, 379.e1-379.e6.

Ciocca, L., Meneghello, R., Monaco, C., Savio, G., Scheda, L., Gatto, M.R., Baldissara, P., 2018. In vitro assessment of the accuracy of digital impressions prepared using a single system for full-arch restorations on implants. *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.*, 13, 1097-1108.

D

Duong, H., Rocuzzo, A., Stähli, A., Salvi, G.E., Lang, N.P., Sculean, A., 2022. Oral health-related quality of life of patients rehabilitated with fixed and removable implant-supported dental prostheses. *Periodontol. 2000*, 88, 201-237.

F

Fluegge, T., Att, W., Metzger, M., Nelson, K., 2017. A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with Commercial Scan Bodies-An Experimental Approach. *J. Prosthodont.*, 26, 34-41.

Flügge, T., Att, W., Metzger, M., Nelson, K., 2016. Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int. J. Prosthodont.*, 29, 277-283.

Flügge, T., Meer, W.J., Gonzalez, B.G., Vach, K., Wismeijer, D., Wang, P., 2018. The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clin. Oral Implants Res.*, 29, 374-392.

G

García-Gil, I., Cortés-Bretón-Brinkmann, J., Jiménez-García, J., Peláez-Rico, J., Suárez-García, M.J., 2020. Precision and practical usefulness of intraoral scanners in implant dentistry: A systematic literature review. *J. Clin. Exp. Dent.*, 12, e784-e793.

Gimenez-Gonzalez, B., Hassan, B., Özcan, M., Pradíes, G., 2017. An In Vitro Study of Factors Influencing the Performance of Digital Intraoral Impressions Operating on Active Wavefront Sampling Technology with Multiple Implants in the Edentulous Maxilla. *J. Prosthodont.*, 26, 650-655.

Giménez, B., Özcan, M., Martínez-Rus, F., Pradíes, G., 2015a. Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Wavefront Sampling Technology for Implants Considering Operator Experience, Implant Angulation, and Depth. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 17, e54-e64.

Giménez, B., Özcan, M., Martínez-Rus, F., Pradíes, G., 2015b. Accuracy of a Digital

Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants. *Implant Dent.*, 24, 498-504.

Giménez, B., Pradíes, G., Martínez-Rus, F., Özcan, M., 2015c. Accuracy of Two Digital Implant Impression Systems Based on Confocal Microscopy with Variations in Customized Software and Clinical Parameters. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 30, 56-64.

Gómez-Polo, M., Álvarez, F., Ortega, R., Gómez-Polo, C., Barmak, A.B., Kois, J.C., Revilla-León, M., 2022a. Influence of the implant scan body bevel location, implant angulation and position on intraoral scanning accuracy: An in vitro study. *J. Dent.*, 121, 104122.

Gómez-Polo, M., Ballesteros, J., Perales-Padilla, P., Perales-Pulido, P., Revilla-León, M., Ortega, R., 2021. Merging intraoral scans and CBCT: a novel technique for improving the accuracy of 3D digital models for implant-supported complete-arch fixed dental prostheses, *International Journal of Computerized Dentistry*.

Gómez-Polo, M., Sallorenzo, A., Ortega, R., Gómez-Polo, C., Barmak, A.B., Att, W., Revilla-León, M., 2022b. Influence of implant angulation and clinical implant scan body height on the accuracy of complete arch intraoral digital scans. *J. Prosthet. Dent.*,.

H

Heckmann, S.M., Karl, M., Wichmann, M.G., Winter, W., Graef, F., Taylor, T.D., 2004. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin. Oral Implants Res.*, 15, 466-473.

Holmes, J.R., Bayne, S.C., Holland, G.A., Sulik, W.D., 1989. Considerations in measurement of marginal fit. *J. Prosthet. Dent.*, 62, 405-408.

Huang, R., Liu, Y., Huang, B., Zhang, C., Chen, Z., Li, Z., 2020. Improved scanning accuracy with newly designed scan bodies: An in vitro study comparing digital versus conventional impression techniques for complete-arch implant rehabilitation. *Clin. Oral Implants Res.*, 31, 625-633.

I

Imburgia, M., Kois, J., Marino, E., Lerner, H., Mangano, F.G., 2020. Continuous Scan Strategy (CSS): A Novel Technique to Improve the Accuracy of Intraoral Digital Impressions. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.*, 28, 128-141.

J

Joda, T., Bragger, U., Zitzmann, N.U., 2019. CAD/CAM implant crowns in a digital workflow: Five-year follow-up of a prospective clinical trial. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 21, 169-174.

Joda, T., Zarone, F., Ferrari, M., 2017. The complete digital workflow in fixed prosthodontics: a systematic review. *BMC Oral Health*, 17, 124.

Jung, H.-T., Kim, H.-Y., Song, S.-Y., Park, J.-H., Lee, J.-Y., 2022. Accuracy of implant impression techniques with a scannable healing abutment. *J. Prosthet. Dent.*, 128, 729-734.

K

Karl, M., Taylor, T., 2016. Bone Adaptation Induced by Non-Passively Fitting Implant Superstructures: A Randomized Clinical Trial. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 31, 369-375.

Kato, T., Yasunami, N., Furuhashi, A., Sanda, K., Ayukawa, Y., 2022. Effects of Autoclave Sterilization and Multiple Use on Implant Scanbody Deformation In Vitro. *Materials (Basel)*, 15, 7717.

Kim, K.R., Seo, K., Kim, S., 2019. Conventional open-tray impression versus intraoral digital scan for implant-level complete-arch impression. *J. Prosthet. Dent.*, 122, 543-549.

Knechtle, N., Wiedemeier, D., Mehl, A., Ender, A., 2022. Accuracy of digital complete-arch, multi-implant scans made in the edentulous jaw with gingival movement simulation: An in vitro study. *J. Prosthet. Dent.*, 128, 468-478.

Koch, G.K., Gallucci, G.O., Lee, S.J., 2016. Accuracy in the digital workflow: From data acquisition to the digitally milled cast. *J. Prosthet. Dent.*, 115, 749-754.

Kurz, M., Attin, T., Mehl, A., 2015. Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clin. Oral Investig.*, 19, 2035-2043.



Laohverapanich, K., Luangchana, P., Anunmana, C., Pornprasertsuk-Damrongsri, S., 2021. Different Implant Subgingival Depth Affects the Trueness and Precision of the 3D Dental Implant Position: A Comparative in Vitro Study Among Five Digital Scanners and a Conventional Technique. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 36, 1111-1120.

Lerner, H., Mouhyi, J., Admakin, O., Mangano, F., 2020. Artificial intelligence in fixed implant prosthodontics: a retrospective study of 106 implant-supported monolithic zirconia crowns inserted in the posterior jaws of 90 patients. *BMC Oral Health*, 20, 80.

Leticia María Lemus Cruz, C.E., Urrutia, Z.A., Castell, A.C.L., 2009. Origen y evolucion de los implantes dentales. *Rev. Habanera Ciencias Medicas*, 8.

Lie, A., Jemt, T., 1994. Photogrammetric measurements of implant positions. Description of a technique to determine the fit between implants and superstructures. *Clin. Oral Implants Res.*, 5, 30-36.

Lin, W.-S., Harris, B., Elathamna, E., Abdel-Azim, T., Morton, D., 2015. Effect of Implant Divergence on the Accuracy of Definitive Casts Created from Traditional and Digital Implant-Level Impressions: An In Vitro Comparative Study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 30, 102-109.

Liu, Y., Di, P., Zhao, Y., Hao, Q., Tian, J., Cui, H., 2019. Accuracy of Multi-implant Impressions Using 3D-Printing Custom Trays and Splinting Versus Conventional Techniques for Complete Arches. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 34, 1007-1014.

Logozzo, S., Zanetti, E.M., Franceschini, G., Kilpelä, A., Mäkynen, A., 2014. Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt. Lasers Eng.*, 54, 203-221.

M

- Mangano, F., Lerner, H., Margiani, B., Solop, I., Latuta, N., Admakin, O., 2020. Congruence between Meshes and Library Files of Implant Scanbodies: An In Vitro Study Comparing Five Intraoral Scanners. *J. Clin. Med.*, 9, 2174.
- Mangano, F.G., Bonacina, M., Mandelli, F., Marchiori, F., 2020. Solid index versus intraoral scanners in the full-arch implant impression: in vitro trueness evaluation. *BMC Res. Notes*, 13, 504.
- Mariappan, R., Peddamuthu, B., Raajaratnam, P.R., Dandapat, S., Pande, N., Roy, S., 2016. QART, en: *Proceedings of the 25th ACM International on Conference on Information and Knowledge Management*. ACM, New York, NY, USA, pp. 2493-2496.
- Marques, S., Ribeiro, P., Falcão, C., Lemos, B.F., Ríos-Carrasco, B., Ríos-Santos, J.V., Herrero-Climent, M., 2021. Digital impressions in implant dentistry: A literature review. *Int. J. Environ. Res. Public Health*,
- Misch, C.E., 2008. *Contemporary Implant Dentistry*, Mosby. ed. Chicago.
- Mizumoto, R.M., Yilmaz, B., 2018. Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *J. Prosthet. Dent.*, 120, 343-352.
- Mizumoto, R.M., Yilmaz, B., McGlumphy, E.A., Seidt, J., Johnston, W.M., 2020. Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses. *J. Prosthet. Dent.*, 123, 96-104.
- Moreira, A.H.J., Rodrigues, N.F., Pinho, A.C.M., Fonseca, J.C., Vilaça, J.L., 2015. Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 17, e751-e764.
- Motel, C., Kirchner, E., Adler, W., Wichmann, M., Matta, R.E., 2020. Impact of Different Scan Bodies and Scan Strategies on the Accuracy of Digital Implant Impressions Assessed with an Intraoral Scanner: An In Vitro Study. *J. Prosthodont.*, 29, 309-314.
- Mutwalli, H., Braian, M., Mahmood, D., Larsson, C., 2018. Trueness and Precision of Three-Dimensional Digitizing Intraoral Devices. *Int. J. Dent.*, 2018, 1-10.

O

Ochsmann, E., Brand, P., Kraus, T., Reich, S., 2020. Ultrafine particles in scanning sprays: A standardized examination of five powders used for dental reconstruction. *J. Occup. Med. Toxicol.*, 15, 1-12.

P

Pan, Y., Tam, J.M.Y., Tsoi, J.K.H., Lam, W.Y.H., Pow, E.H.N., 2020. Reproducibility of laboratory scanning of multiple implants in complete edentulous arch: Effect of scan bodies. *J. Dent.*, 96.

Pan, Y., Tsoi, J.K.H., Lam, W.Y.H., Chen, Z., Pow, E.H.N., 2022. Does the geometry of scan bodies affect the alignment accuracy of computer-aided design in implant digital workflow: An in vitro study? *Clin. Oral Implants Res.*, 33, 313-321.

Papaspyridakos, P., Benic, G.I., Hogsett, V.L., White, G.S., Lal, K., Gallucci, G.O., 2012. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: An optical scanning study. *Clin. Oral Implants Res.*, 23, 676-681.

Papaspyridakos, P., Chen, C.-J., Gallucci, G., Doukoudakis, A., Weber, H.-P., Chronopoulos, V., 2014. Accuracy of Implant Impressions for Partially and Completely Edentulous Patients: A Systematic Review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 29, 836-845.

Papaspyridakos, P., Vazouras, K., Chen, Y., Kotina, E., Natto, Z., Kang, K., Chochlidakis, K., 2020. Digital vs Conventional Implant Impressions: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Prosthodont.*, 29, 660-678.

Park, S., Choi, Y., Lee, D., 2020. The effect of the improperly scanned scan body images on the accuracy of virtual implant positioning in computer-aided design software. *J. Adv. Prosthodont.*, 12, 107.

Penarrocha-Oltra, D., Agustin-Panadero, R., Bagan, L., Gimenez, B., Penarrocha, M., 2014. Impression of multiple implants using photogrammetry: Description of technique and case presentation. *Med. Oral Patol. Oral y Cir. Bucal*, 19, e366-e371.

Peñarrocha, M., 2006. Implantología Oral. Ars Medica.

Pesce, P., Pera, F., Setti, P., Menini, M., 2018. Precision and Accuracy of a Digital Impression Scanner in Full-Arch Implant Rehabilitation. *Int. J. Prosthodont.*, 31, 171-175.

R

Reich, Sven, Zimmermann, M, Mehl, A., Mörmann, W.H., Reich, S, Zimmermann, Moritz, Pyri, C.O., 2015. Intraoral scanning systems – a current overview
Intraoralscanner: eine aktuelle Übersicht. *Int. J. Comput. Dent.*, 1818, 101-129.

Revilla-León, M., Fogarty, R., Barrington, J.J., Zandinejad, A., Özcan, M., 2020. Influence of scan body design and digital implant analogs on implant replica position in additively manufactured casts. *J. Prosthet. Dent.*, 124, 202-210.

Revilla-León, M., Gohil, A., Barmak, A.B., Gómez-Polo, M., Pérez-Barquero, J.A., Att, W., Kois, J.C., 2022. Influence of ambient temperature changes on intraoral scanning accuracy. *J. Prosthet. Dent.*, 1-6.

Revilla-León, M., Jiang, P., Sadeghpour, M., Piedra-Cascón, W., Zandinejad, A., Özcan, M., Krishnamurthy, V.R., 2019a. Intraoral digital scans: Part 2— influence of ambient scanning light conditions on the mesh quality of different intraoral scanners. *J. Prosthet. Dent.*, 1-6.

Revilla-León, M., Jiang, P., Sadeghpour, M., Piedra-Cascón, W., Zandinejad, A., Özcan, M., Krishnamurthy, V.R., 2019b. Intraoral digital scans—Part 1: Influence of ambient scanning light conditions on the accuracy (trueness and precision) of different intraoral scanners. *J. Prosthet. Dent.*, 1-7.

Revilla-León, M., Rubenstein, J., Methani, M.M., Piedra-Cascón, W., Özcan, M., Att, W., 2021a. Trueness and precision of complete-arch photogrammetry implant scanning assessed with a coordinate-measuring machine. *J. Prosthet. Dent.*,

Revilla-León, M., Smith, Z., Methani, M.M., Zandinejad, A., Özcan, M., 2021b. Influence of scan body design on accuracy of the implant position as transferred to a virtual definitive implant cast. *J. Prosthet. Dent.*, 125, 918-923.

Roman-Rodriguez, J., Alonso-Perez-Barquero, J., Bruguera-Alvarez, a., Agustin-Panadero, R., Fons-Font, a., 2015. Cleaning and retreatment protocol for a debonded ceramic restoration. *J. Clin. Exp. Dent.*, 7, e60-e62.

Rutkūnas, V., Gečiauskaitė, A., Jegelevičius, D., Vaitiekūnas, M., 2017. Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *Eur. J. Oral Implantol.*, 10 Suppl 1, 101-120.

Rutkunas, V., Gedrimiene, A., Adaskevicius, R., Al-Haj Husain, N., Özcan, M., 2020. Comparison of the Clinical Accuracy of Digital and Conventional Dental Implant Impressions. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.*, 28, 173-181.

S

Sawyers, J., Baig, M., ElMasoud, B., 2019. Effect of Multiple Use of Impression Copings and Scanbodies on Implant Cast Accuracy. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 34, 891-898.

Schmidt, A., Billig, J.-W., Schlenz, M., Rehmann, P., Wöstmann, B., 2019. Influence of the Accuracy of Intraoral Scanbodies on Implant Position: Differences in Manufacturing Tolerances. *Int. J. Prosthodont.*, 32, 430-432.

Schmidt, A., Billig, J.-W., Schlenz, M., Wöstmann, B., 2021. The Influence of Using Different Types of Scan Bodies on the Transfer Accuracy of Implant Position: An In Vitro Study. *Int. J. Prosthodont.*, 34, 254-260.

Solá-Ruiz, M.F., Lagos-Flores, E., Román-Rodriguez, J.L., Highsmith, J.D.R., Fons-Font, A., Granell-Ruiz, M., 2013. Survival Rates of a Lithium Disilicate-Based Core Ceramic for Three-Unit Esthetic Fixed Partial Dentures: A 10-Year Prospective Study. *Int. J. Prosthodont.*, 26, 175-180.

Sullivan, R.M., 2001. Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *J. Calif. Dent. Assoc.*, 29, 737-745.

I

Tapie, L., Lebon, N., Mawussi, B., Duret, F., 2015a. Understanding dental CAD / CAM for restorations – accuracy from a mechanical engineering viewpoint

Comprendre la CFAO pour les restaurations dentaire – la précision vue de l'ingénierie mécanique. *Int. J. Comput. Dent.*, 18, 343-367.

Tapie, L., Lebon, N., Mawussi, B., Fron Chabouis, H., Duret, F., Attal, J.-P., 2015b. Understanding dental CAD/CAM for restorations--the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint. *Int. J. Comput. Dent.*, 18, 21-44.

Tohme, H., Lawand, G., Chmielewska, M., Makhzoume, J., 2021. Comparison between stereophotogrammetric, digital, and conventional impression techniques in implant-supported fixed complete arch prostheses: An in vitro study. *J. Prosthet. Dent.*,

W

Wulfman, C., Naveau, A., Rignon-Bret, C., 2020. Digital scanning for complete-arch implant-supported restorations: A systematic review. *J. Prosthet. Dent.*, 124, 161-167.

Y

Yilmaz, B., Gouveia, D., Marques, V.R., Diker, E., Schimmel, M., Abou-Ayash, S., 2021. The accuracy of single implant scans with a healing abutment-scanpeg system compared with the scans of a scanbody and conventional impressions: An in vitro study. *J. Dent.*, 110, 103684.

9. APÉNDICES

9. APÉNDICES

9.1 Tablas

9.1.1 Tablas simples para características de los implantes

T1.- GRUPO

	N	%
Total	16	100,0%
C4P	1	6,3%
C4P15	1	6,3%
C4P5	1	6,3%
C4R	1	6,3%
C4R15	1	6,3%
C4R5	1	6,3%
C5P	1	6,3%
C5P15	1	6,3%
C5P5	1	6,3%
C5R	1	6,3%
C5R15	1	6,3%
C5R5	1	6,3%
CO104P	1	6,3%
CO105P	1	6,3%
CO54P	1	6,3%
CO55P	1	6,3%

T2.- TIPO SCANBODY

	N	%
Total	16	100,0%
Unitario	8	50,0%
Múltiple	8	50,0%

T3.- GEOMETRÍA

	N	%
Total	16	100,0%
Cilindro	12	75,0%
Cono	4	25,0%

T4.- TERMINACIÓN CORONAL

	N	%
Total	12	100,0%
Plano	6	50,0%
Redondeado	6	50,0%

T5.- CONICIDAD

	N	%
Total	4	100,0%
5%	2	50,0%
15%	2	50,0%

T6.- DIÁMETRO INFERIOR

	N	%
Total	16	100,0%
4mm	8	50,0%
5mm	8	50,0%

T7.- PLANO ANTIROTACIONAL

	N	%
Total	16	100,0%
No	8	50,0%
5%	4	25,0%
15%	4	25,0%

9.1.2 Tablas para mediciones según Grupo

T8.- ÁNGULO (°) ENTRE EJES POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según GRUPO

	GRUPO															
	CAP	CAP15	CAP5	CAR	CAR15	CAR5	CSP	CSP15	CSP5	CGR	CGR15	CGR5	CO10AP	CO10SP	CO54P	CO54SP
ANG 8mm	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000
ANG 7mm	,0181	,0115	,0057	,0057	,0207	,0128	,0496	,0573	,0172	,0405	,0181	,0584	,0081	,0384	,0207	,0286
ANG 6mm	,0349	,0057	,0128	,0181	,0309	,0128	,0570	,0697	,0128	,0519	,0181	,0462	,0000	,0413	,0236	,0309
ANG 5mm	,0458	,0081	,0128	,0349	,0417	,0057	,0492	,0690	,0362	,0576	,0697	,0367	,0081	,0417	,0462	,0334
ANG 4mm	,0653	,0256	,0162	,0472	,1090	,0876	,0407	,0630	,0334	,0810	,1107	,0671	,0292	,0747	,0734	,0367
ANG 3mm	,0697	,0292	,0367	,0924	,3063	,2393	,0417	,0745	,0286	,0852	,1102	,0590	,0367	,0810	,0653	,0115
ANG 2mm	,0764	,0349	,0924	,3416	,9572	,3462	,0351	,1033	,1033	,1437	,1056	,0648	,0653	,0873	,0692	,0519
ANG 1mm	,0979	,0796	,1377	1,2468	,9806	,3327	,0365	,1205	,1596	,1288	,1129	,0954	,2852	,0891	,0243	,0859

T8b.- ÁNGULO (°) ENTRE EJES POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO

	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo	Percentil 25	Mediana	Percentil 75
ANG 8mm	16	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000	,0000
ANG 7mm	16	,0257	,0178	,0057	,0584	,0121	,0194	,0395
ANG 6mm	16	,0292	,0198	,0000	,0697	,0128	,0272	,0438
ANG 5mm	16	,0373	,0202	,0057	,0697	,0231	,0392	,0477
ANG 4mm	16	,0601	,0289	,0162	,1107	,0350	,0642	,0779
ANG 3mm	16	,0855	,0788	,0115	,3063	,0367	,0675	,0888
ANG 2mm	16	,1674	,2306	,0349	,9572	,0651	,0898	,1247
ANG 1mm	16	,2508	,3495	,0243	1,2468	,0875	,1167	,2224

19.- DISTANCIA CENTRO IMPLANTES (mm) POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según GRUPO

	GRUPO															
	CAP	CAP 15	CAP 5	CAR	CAR15	CAR5	CSP	CSP 15	CSP 5	CSR	CSR15	CSR5	CO10AP	CO10SP	CO5AP	CO5SP
DIST 8mm	.0000	.0000	.0000	.0000	.0000	.0000	.0000	.0000	.0000	.0000	.0000	.0000	.0000	.0000	.0000	.0000
DIST 7mm	.0025	.0013	.0011	.0011	.0026	.0016	.0064	.0079	.0023	.0049	.0022	.0072	.0024	.0048	.0029	.0038
DIST 6mm	.0045	.0013	.0017	.0023	.0036	.0017	.0081	.0088	.0015	.0060	.0024	.0058	.0046	.0057	.0035	.0046
DIST 5mm	.0061	.0019	.0021	.0044	.0054	.0010	.0065	.0089	.0049	.0068	.0093	.0051	.0078	.0068	.0065	.0044
DIST 4mm	.0090	.0036	.0028	.0066	.0151	.0123	.0051	.0085	.0044	.0099	.0150	.0090	.0112	.0115	.0103	.0048
DIST 3mm	.0097	.0044	.0056	.0135	.0439	.0339	.0054	.0102	.0043	.0111	.0153	.0076	.0148	.0130	.0095	.0019
DIST 2mm	.0110	.0046	.0149	.0507	.1430	.0501	.0050	.0146	.0180	.0205	.0162	.0109	.0207	.0150	.0112	.0089
DIST 1mm	.0144	.0140	.0240	.1868	.1468	.0495	.0048	.0176	.0304	.0205	.0219	.0171	.0525	.0163	.0067	.0167

19b.- DISTANCIA CENTRO IMPLANTES (mm) POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO

	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo	Percentil 25	Mediana	Percentil 75
DIST 8mm	16	.0000	.0000	.0000	.0000	.0000	.0000	.0000
DIST 7mm	16	.0034	.0022	.0011	.0079	.0019	.0025	.0048
DIST 6mm	16	.0041	.0023	.0013	.0088	.0020	.0040	.0057
DIST 5mm	16	.0055	.0024	.0010	.0093	.0044	.0058	.0068
DIST 4mm	16	.0087	.0039	.0028	.0151	.0050	.0090	.0114
DIST 3mm	16	.0128	.0111	.0019	.0439	.0055	.0099	.0142
DIST 2mm	16	.0260	.0340	.0046	.1430	.0110	.0150	.0206
DIST 1mm	16	.0400	.0517	.0048	.1868	.0154	.0191	.0399

T10.- ÁNGULO PLANO ANTIRROTACIONAL (°) POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según GRUPO

	GRUPO															
	CAP	CAP15	CAP5	CAR	CAR15	CAR5	CSP	CSP15	CSP5	CSR	CSR15	CSR5	CO104P	CO105P	CO54P	CO55P
ANTIROT 8mm	.0000	.0000	.0000	.	.0000	.0000	.	.0000	.0000	.	.0000	.0000
ANTIROT 7mm	.0000	.0802	.	.	.0334	.1046	.	.0633	.0653	.	.0256	.0286
ANTIROT 6mm	.0057	.0754	.	.	.0296	.0810	.	.0690	.0859	.	.0243	.0362
ANTIROT 5mm	.0081	.0820	.	.	.0401	.0401	.	.0697	.1181	.	.0697	.0367
ANTIROT 4mm	.0172	.0933	.	.	.1095	.1342	.	.0709	.1394	.	.0989	.0598
ANTIROT 3mm	.0181	.0324	.	.	.3006	.2511	.	.0835	.2527	.	.1070	.0462
ANTIROT 2mm	.0000	.0820	.	.	.9193	.1777	.	.1033	.3920	.	.0436	.1002
ANTIROT 1mm	.0826	.1654	.	.	.8572	.7942	.	.1237	.1989	.	.0699	.1002

T10b.- ÁNGULO PLANO ANTIRROTACIONAL (°) POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO

	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo	Percentil 25	Mediana	Percentil 75
ANTIROT 8mm	8	.0000	.0000	.0000	.0000	.0000	.0000	.0000
ANTIROT 7mm	8	.0501	.0341	.0000	.1046	.0271	.0484	.0728
ANTIROT 6mm	8	.0508	.0305	.0057	.0859	.0265	.0526	.0782
ANTIROT 5mm	8	.0581	.0339	.0081	.1181	.0384	.0549	.0759
ANTIROT 4mm	8	.0904	.0404	.0172	.1394	.0654	.0961	.1219
ANTIROT 3mm	8	.1365	.1136	.0181	.3006	.0393	.0952	.2519
ANTIROT 2mm	8	.2273	.3039	.0000	.9193	.0628	.1018	.2849
ANTIROT 1mm	8	.2990	.3283	.0699	.8572	.0914	.1445	.4965

9.1.3 Tablas para mediciones según Tipo Cuerpo de Escaneado

T11.- ÁNGULO (°) ENTRE EJES POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según TIPO SCANBODY

		TIPO SCANBODY		
		Total	Unitario	Múltiple
ANG 8mm	N	16	8	8
	Media	,0000	,0000	,0000
	Desviación típica	,0000	,0000	,0000
	Mínimo	,0000	,0000	,0000
	Máximo	,0000	,0000	,0000
	Percentil 25	,0000	,0000	,0000
	Mediana	,0000	,0000	,0000
	Percentil 75	,0000	,0000	,0000
ANG 7mm	N	16	8	8
	Media	,0257	,0252	,0262
	Desviación típica	,0178	,0207	,0158
	Mínimo	,0057	,0057	,0057
	Máximo	,0584	,0584	,0496
	Percentil 25	,0121	,0121	,0131
	Mediana	,0194	,0177	,0247
	Percentil 75	,0395	,0390	,0395
ANG 6mm	N	16	8	8
	Media	,0292	,0261	,0322
	Desviación típica	,0198	,0218	,0185
	Mínimo	,0000	,0057	,0000
	Máximo	,0697	,0697	,0570
	Percentil 25	,0128	,0128	,0209
	Mediana	,0272	,0155	,0329
	Percentil 75	,0438	,0385	,0466
ANG 5mm	N	16	8	8
	Media	,0373	,0350	,0396
	Desviación típica	,0202	,0253	,0149
	Mínimo	,0057	,0057	,0081
	Máximo	,0697	,0697	,0576
	Percentil 25	,0231	,0105	,0341
	Mediana	,0392	,0365	,0438
	Percentil 75	,0477	,0554	,0477
ANG 4mm	N	16	8	8
	Media	,0601	,0641	,0560
	Desviación típica	,0289	,0368	,0199
	Mínimo	,0162	,0162	,0292
	Máximo	,1107	,1107	,0810
	Percentil 25	,0360	,0295	,0387
	Mediana	,0642	,0650	,0563
	Percentil 75	,0779	,0983	,0740
ANG 3mm	N	16	8	8
	Media	,0855	,1105	,0604
	Desviación típica	,0788	,1053	,0280
	Mínimo	,0115	,0286	,0115
	Máximo	,3063	,3063	,0924
	Percentil 25	,0367	,0330	,0392
	Mediana	,0675	,0667	,0675
	Percentil 75	,0888	,1747	,0831
ANG 2mm	N	16	8	8
	Media	,1674	,2260	,1088
	Desviación típica	,2306	,3103	,0993
	Mínimo	,0349	,0349	,0351
	Máximo	,9572	,9572	,3416
	Percentil 25	,0651	,0786	,0586
	Mediana	,0898	,1033	,0728
	Percentil 75	,1247	,2259	,1155
ANG 1mm	N	16	8	8
	Media	,2508	,2524	,2493
	Desviación típica	,3495	,3047	,4109
	Mínimo	,0243	,0796	,0243
	Máximo	1,2468	,9806	1,2468
	Percentil 25	,0875	,1041	,0612
	Mediana	,1167	,1291	,0935
	Percentil 75	,2224	,2461	,2070

T12.- DISTANCIA CENTRO IMPLANTES (mm) POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según TIPO SCANBODY

		TIPO SCANBODY		
		Total	Unitario	Múltiple
DIST 8mm	N	16	8	8
	Media	,0000	,0000	,0000
	Desviación típica	,0000	,0000	,0000
	Mínimo	,0000	,0000	,0000
	Máximo	,0000	,0000	,0000
	Percentil 25	,0000	,0000	,0000
	Mediana	,0000	,0000	,0000
	Percentil 75	,0000	,0000	,0000
DIST 7mm	N	16	8	8
	Media	,0034	,0033	,0036
	Desviación típica	,0022	,0027	,0017
	Mínimo	,0011	,0011	,0011
	Máximo	,0079	,0079	,0064
	Percentil 25	,0019	,0015	,0024
	Mediana	,0025	,0022	,0034
	Percentil 75	,0048	,0049	,0048
DIST 6mm	N	16	8	8
	Media	,0041	,0033	,0049
	Desviación típica	,0023	,0027	,0017
	Mínimo	,0013	,0013	,0023
	Máximo	,0088	,0088	,0081
	Percentil 25	,0020	,0016	,0040
	Mediana	,0040	,0020	,0046
	Percentil 75	,0057	,0047	,0058
DIST 5mm	N	16	8	8
	Media	,0055	,0048	,0062
	Desviación típica	,0024	,0031	,0012
	Mínimo	,0010	,0010	,0044
	Máximo	,0093	,0093	,0078
	Percentil 25	,0044	,0020	,0053
	Mediana	,0058	,0050	,0065
	Percentil 75	,0068	,0072	,0068
DIST 4mm	N	16	8	8
	Media	,0087	,0088	,0086
	Desviación típica	,0039	,0050	,0027
	Mínimo	,0028	,0028	,0048
	Máximo	,0151	,0151	,0115
	Percentil 25	,0050	,0040	,0059
	Mediana	,0090	,0088	,0094
	Percentil 75	,0114	,0137	,0107
DIST 3mm	N	16	8	8
	Media	,0128	,0157	,0099
	Desviación típica	,0111	,0150	,0044
	Mínimo	,0019	,0043	,0019
	Máximo	,0439	,0439	,0148
	Percentil 25	,0055	,0050	,0074
	Mediana	,0099	,0089	,0104
	Percentil 75	,0142	,0246	,0133
DIST 2mm	N	16	8	8
	Media	,0260	,0340	,0179
	Desviación típica	,0340	,0460	,0143
	Mínimo	,0046	,0046	,0050
	Máximo	,1430	,1430	,0507
	Percentil 25	,0110	,0127	,0100
	Mediana	,0150	,0155	,0131
	Percentil 75	,0206	,0341	,0206
DIST 1mm	N	16	8	8
	Media	,0400	,0402	,0399
	Desviación típica	,0517	,0445	,0612
	Mínimo	,0048	,0140	,0048
	Máximo	,1868	,1468	,1868
	Percentil 25	,0154	,0174	,0106
	Mediana	,0191	,0229	,0165
	Percentil 75	,0399	,0399	,0365

T13.- ÁNGULO PLANO ANTIRROTACIONAL (°) POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según TIPO SCANBODY

		TIPO SCANBODY		
		Total	Unitario	Múltiple
ANTIROT 8mm	N	8	8	0
	Media	,0000	,0000	.
	Desviación típica	,0000	,0000	.
	Mínimo	,0000	,0000	.
	Máximo	,0000	,0000	.
	Percentil 25	,0000	,0000	.
	Mediana	,0000	,0000	.
	Percentil 75	,0000	,0000	.
ANTIROT 7mm	N	8	8	0
	Media	,0501	,0501	.
	Desviación típica	,0341	,0341	.
	Mínimo	,0000	,0000	.
	Máximo	,1046	,1046	.
	Percentil 25	,0271	,0271	.
	Mediana	,0484	,0484	.
	Percentil 75	,0728	,0728	.
ANTIROT 6mm	N	8	8	0
	Media	,0508	,0508	.
	Desviación típica	,0305	,0305	.
	Mínimo	,0057	,0057	.
	Máximo	,0859	,0859	.
	Percentil 25	,0265	,0265	.
	Mediana	,0526	,0526	.
	Percentil 75	,0782	,0782	.
ANTIROT 5mm	N	8	8	0
	Media	,0581	,0581	.
	Desviación típica	,0339	,0339	.
	Mínimo	,0081	,0081	.
	Máximo	,1181	,1181	.
	Percentil 25	,0384	,0384	.
	Mediana	,0549	,0549	.
	Percentil 75	,0759	,0759	.
ANTIROT 4mm	N	8	8	0
	Media	,0904	,0904	.
	Desviación típica	,0404	,0404	.
	Mínimo	,0172	,0172	.
	Máximo	,1394	,1394	.
	Percentil 25	,0654	,0654	.
	Mediana	,0961	,0961	.
	Percentil 75	,1219	,1219	.
ANTIROT 3mm	N	8	8	0
	Media	,1366	,1366	.
	Desviación típica	,1136	,1136	.
	Mínimo	,0181	,0181	.
	Máximo	,3006	,3006	.
	Percentil 25	,0393	,0393	.
	Mediana	,0952	,0952	.
	Percentil 75	,2519	,2519	.
ANTIROT 2mm	N	8	8	0
	Media	,2273	,2273	.
	Desviación típica	,3039	,3039	.
	Mínimo	,0000	,0000	.
	Máximo	,9193	,9193	.
	Percentil 25	,0628	,0628	.
	Mediana	,1018	,1018	.
	Percentil 75	,2849	,2849	.
ANTIROT 1mm	N	8	8	0
	Media	,2990	,2990	.
	Desviación típica	,3283	,3283	.
	Mínimo	,0699	,0699	.
	Máximo	,8572	,8572	.
	Percentil 25	,0914	,0914	.
	Mediana	,1445	,1445	.
	Percentil 75	,4965	,4965	.

9.1.4 Tablas para mediciones según Geometría

T14.- ÁNGULO (°) ENTRE EJES POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según GEOMETRÍA

		GEOMETRIA		
		Total	Cilindro	Cono
ANG 8mm	N	16	12	4
	Media	,0000	,0000	,0000
	Desviación típica	,0000	,0000	,0000
	Mínimo	,0000	,0000	,0000
	Máximo	,0000	,0000	,0000
	Percentil 25	,0000	,0000	,0000
	Mediana	,0000	,0000	,0000
	Percentil 75	,0000	,0000	,0000
ANG 7mm	N	16	12	4
	Media	,0257	,0263	,0240
	Desviación típica	,0178	,0196	,0128
	Mínimo	,0057	,0057	,0081
	Máximo	,0584	,0584	,0384
	Percentil 25	,0121	,0121	,0144
	Mediana	,0194	,0181	,0247
	Percentil 75	,0395	,0451	,0335
ANG 6mm	N	16	12	4
	Media	,0292	,0309	,0239
	Desviación típica	,0198	,0209	,0175
	Mínimo	,0000	,0057	,0000
	Máximo	,0697	,0697	,0413
	Percentil 25	,0128	,0128	,0118
	Mediana	,0272	,0245	,0272
	Percentil 75	,0438	,0490	,0361
ANG 5mm	N	16	12	4
	Media	,0373	,0390	,0324
	Desviación típica	,0202	,0216	,0170
	Mínimo	,0057	,0057	,0081
	Máximo	,0697	,0697	,0462
	Percentil 25	,0231	,0238	,0208
	Mediana	,0392	,0392	,0376
	Percentil 75	,0477	,0534	,0440
ANG 4mm	N	16	12	4
	Media	,0601	,0622	,0535
	Desviación típica	,0289	,0310	,0239
	Mínimo	,0162	,0162	,0292
	Máximo	,1107	,1107	,0747
	Percentil 25	,0360	,0371	,0330
	Mediana	,0642	,0642	,0550
	Percentil 75	,0779	,0843	,0740
ANG 3mm	N	16	12	4
	Media	,0855	,0977	,0486
	Desviación típica	,0798	,0869	,0308
	Mínimo	,0115	,0286	,0115
	Máximo	,3063	,3063	,0810
	Percentil 25	,0367	,0392	,0241
	Mediana	,0675	,0721	,0510
	Percentil 75	,0888	,1013	,0732
ANG 2mm	N	16	12	4
	Media	,1674	,2004	,0684
	Desviación típica	,2306	,2603	,0146
	Mínimo	,0349	,0349	,0519
	Máximo	,9572	,9572	,0873
	Percentil 25	,0651	,0706	,0586
	Mediana	,0898	,1033	,0673
	Percentil 75	,1247	,2426	,0783
ANG 1mm	N	16	12	4
	Media	,2508	,2941	,1211
	Desviación típica	,3495	,3935	,1134
	Mínimo	,0243	,0365	,0243
	Máximo	1,2468	1,2468	2,852
	Percentil 25	,0875	,0966	,0551
	Mediana	,1167	,1246	,0875
	Percentil 75	,2224	,2461	,1872

T15.- DISTANCIA CENTRO IMPLANTES (mm) POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según GEOMETRÍA

		GEOMETRIA		
		Total	Cilindro	Cono
DIST 8mm	N	16	12	4
	Media	,0000	,0000	,0000
	Desviación típica	,0000	,0000	,0000
	Mínimo	,0000	,0000	,0000
	Máximo	,0000	,0000	,0000
	Percentil 25	,0000	,0000	,0000
	Mediana	,0000	,0000	,0000
	Percentil 75	,0000	,0000	,0000
DIST 7mm	N	16	12	4
	Media	,0034	,0034	,0035
	Desviación típica	,0022	,0025	,0011
	Mínimo	,0011	,0011	,0024
	Máximo	,0079	,0079	,0048
	Percentil 25	,0019	,0015	,0027
	Mediana	,0025	,0024	,0034
	Percentil 75	,0048	,0056	,0043
DIST 6mm	N	16	12	4
	Media	,0041	,0040	,0046
	Desviación típica	,0023	,0026	,0009
	Mínimo	,0013	,0013	,0035
	Máximo	,0088	,0088	,0057
	Percentil 25	,0020	,0017	,0040
	Mediana	,0040	,0030	,0046
	Percentil 75	,0057	,0059	,0052
DIST 5mm	N	16	12	4
	Media	,0055	,0052	,0064
	Desviación típica	,0024	,0026	,0014
	Mínimo	,0010	,0010	,0044
	Máximo	,0093	,0093	,0078
	Percentil 25	,0044	,0033	,0055
	Mediana	,0058	,0052	,0066
	Percentil 75	,0068	,0067	,0073
DIST 4mm	N	16	12	4
	Media	,0087	,0084	,0095
	Desviación típica	,0039	,0042	,0032
	Mínimo	,0028	,0028	,0048
	Máximo	,0151	,0151	,0115
	Percentil 25	,0050	,0048	,0076
	Mediana	,0090	,0088	,0107
	Percentil 75	,0114	,0111	,0114
DIST 3mm	N	16	12	4
	Media	,0128	,0137	,0098
	Desviación típica	,0111	,0124	,0057
	Mínimo	,0019	,0043	,0019
	Máximo	,0439	,0439	,0148
	Percentil 25	,0055	,0055	,0057
	Mediana	,0099	,0099	,0112
	Percentil 75	,0142	,0144	,0139
DIST 2mm	N	16	12	4
	Media	,0260	,0300	,0139
	Desviación típica	,0340	,0387	,0051
	Mínimo	,0046	,0046	,0089
	Máximo	,1430	,1430	,0207
	Percentil 25	,0110	,0110	,0101
	Mediana	,0150	,0155	,0131
	Percentil 75	,0206	,0353	,0178
DIST 1mm	N	16	12	4
	Media	,0400	,0456	,0231
	Desviación típica	,0517	,0582	,0202
	Mínimo	,0048	,0048	,0067
	Máximo	,1868	,1868	,0525
	Percentil 25	,0154	,0158	,0115
	Mediana	,0191	,0212	,0165
	Percentil 75	,0399	,0399	,0346

T16.- ÁNGULO PLANO ANTIRROTACIONAL (°) POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según GEOMETRÍA

		GEOMETRIA		
		Total	Cilindro	Cono
ANTIROT 8mm	N	8	8	0
	Media	,0000	,0000	.
	Desviación típica	,0000	,0000	.
	Mínimo	,0000	,0000	.
	Máximo	,0000	,0000	.
	Percentil 25	,0000	,0000	.
	Mediana	,0000	,0000	.
	Percentil 75	,0000	,0000	.
ANTIROT 7mm	N	8	8	0
	Media	,0501	,0501	.
	Desviación típica	,0341	,0341	.
	Mínimo	,0000	,0000	.
	Máximo	,1046	,1046	.
	Percentil 25	,0271	,0271	.
	Mediana	,0484	,0484	.
	Percentil 75	,0728	,0728	.
ANTIROT 6mm	N	8	8	0
	Media	,0508	,0508	.
	Desviación típica	,0305	,0305	.
	Mínimo	,0057	,0057	.
	Máximo	,0859	,0859	.
	Percentil 25	,0265	,0265	.
	Mediana	,0526	,0526	.
	Percentil 75	,0782	,0782	.
ANTIROT 5mm	N	8	8	0
	Media	,0581	,0581	.
	Desviación típica	,0339	,0339	.
	Mínimo	,0081	,0081	.
	Máximo	,1181	,1181	.
	Percentil 25	,0384	,0384	.
	Mediana	,0549	,0549	.
	Percentil 75	,0759	,0759	.
ANTIROT 4mm	N	8	8	0
	Media	,0904	,0904	.
	Desviación típica	,0404	,0404	.
	Mínimo	,0172	,0172	.
	Máximo	,1394	,1394	.
	Percentil 25	,0654	,0654	.
	Mediana	,0961	,0961	.
	Percentil 75	,1219	,1219	.
ANTIROT 3mm	N	8	8	0
	Media	,1365	,1365	.
	Desviación típica	,1136	,1136	.
	Mínimo	,0181	,0181	.
	Máximo	,3006	,3006	.
	Percentil 25	,0393	,0393	.
	Mediana	,0952	,0952	.
	Percentil 75	,2519	,2519	.
ANTIROT 2mm	N	8	8	0
	Media	,2273	,2273	.
	Desviación típica	,3039	,3039	.
	Mínimo	,0000	,0000	.
	Máximo	,9193	,9193	.
	Percentil 25	,0628	,0628	.
	Mediana	,1018	,1018	.
	Percentil 75	,2849	,2849	.
ANTIROT 1mm	N	8	8	0
	Media	,2990	,2990	.
	Desviación típica	,3283	,3283	.
	Mínimo	,0699	,0699	.
	Máximo	,8572	,8572	.
	Percentil 25	,0914	,0914	.
	Mediana	,1445	,1445	.
	Percentil 75	,4965	,4965	.

9.1.5 Tablas para mediciones según Terminación coronal.

T17.- ÁNGULO (°) ENTRE EJES POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según TERMINACIÓN CORONAL

		TERMINACION CORONAL		
		Total	Plano	Redondeado
ANG 8mm	N	12	6	6
	Media	,0000	,0000	,0000
	Desviación típica	,0000	,0000	,0000
	Mínimo	,0000	,0000	,0000
	Máximo	,0000	,0000	,0000
	Percentil 25	,0000	,0000	,0000
	Mediana	,0000	,0000	,0000
ANG 7mm	N	12	6	6
	Media	,0263	,0266	,0260
	Desviación típica	,0196	,0214	,0197
	Mínimo	,0057	,0057	,0057
	Máximo	,0584	,0573	,0584
	Percentil 25	,0121	,0115	,0128
	Mediana	,0181	,0177	,0194
ANG 6mm	N	12	6	6
	Media	,0309	,0322	,0297
	Desviación típica	,0209	,0264	,0162
	Mínimo	,0057	,0057	,0128
	Máximo	,0697	,0697	,0519
	Percentil 25	,0128	,0128	,0181
	Mediana	,0245	,0238	,0245
ANG 5mm	N	12	6	6
	Media	,0390	,0369	,0410
	Desviación típica	,0216	,0231	,0219
	Mínimo	,0057	,0081	,0057
	Máximo	,0697	,0690	,0697
	Percentil 25	,0238	,0128	,0349
	Mediana	,0392	,0410	,0392
ANG 4mm	N	12	6	6
	Media	,0622	,0407	,0838
	Desviación típica	,0310	,0199	,0245
	Mínimo	,0162	,0162	,0472
	Máximo	,1107	,0653	,1107
	Percentil 25	,0371	,0256	,0671
	Mediana	,0642	,0371	,0843
ANG 3mm	N	12	6	6
	Media	,0977	,0467	,1487
	Desviación típica	,0869	,0203	,0998
	Mínimo	,0286	,0286	,0590
	Máximo	,3063	,0745	,3063
	Percentil 25	,0392	,0292	,0852
	Mediana	,0721	,0392	,1013
ANG 2mm	N	12	6	6
	Media	,2004	,0742	,3265
	Desviación típica	,2603	,0320	,3314
	Mínimo	,0349	,0349	,0648
	Máximo	,9572	,1033	,9572
	Percentil 25	,0706	,0351	,1056
	Mediana	,1033	,0844	,2426
ANG 1mm	N	12	6	6
	Media	,2941	,1053	,4828
	Desviación típica	,3935	,0440	,5033
	Mínimo	,0365	,0365	,0954
	Máximo	1,2468	,1596	1,2468
	Percentil 25	,0966	,0796	,1129
	Mediana	,1246	,1092	,2307
Percentil 75	,2461	,1377	,9806	

T18.- DISTANCIA CENTRO IMPLANTES (mm) POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según TERMINACIÓN CORONAL

		TERMINACION CORONAL		
		Total	Plano	Redondeado
DIST 8mm	N	12	6	6
	Media	,0000	,0000	,0000
	Desviación típica	,0000	,0000	,0000
	Mínimo	,0000	,0000	,0000
	Máximo	,0000	,0000	,0000
	Percentil 25	,0000	,0000	,0000
	Mediana	,0000	,0000	,0000
DIST 7mm	N	12	6	6
	Media	,0034	,0036	,0032
	Desviación típica	,0025	,0028	,0023
	Mínimo	,0011	,0011	,0011
	Máximo	,0079	,0079	,0072
	Percentil 25	,0015	,0013	,0016
	Mediana	,0024	,0024	,0024
DIST 6mm	N	12	6	6
	Media	,0040	,0043	,0036
	Desviación típica	,0026	,0034	,0018
	Mínimo	,0013	,0013	,0017
	Máximo	,0088	,0088	,0060
	Percentil 25	,0017	,0015	,0023
	Mediana	,0030	,0031	,0030
DIST 5mm	N	12	6	6
	Media	,0052	,0051	,0053
	Desviación típica	,0026	,0027	,0028
	Mínimo	,0010	,0019	,0010
	Máximo	,0093	,0089	,0093
	Percentil 25	,0033	,0021	,0044
	Mediana	,0052	,0055	,0052
DIST 4mm	N	12	6	6
	Media	,0084	,0056	,0113
	Desviación típica	,0042	,0026	,0034
	Mínimo	,0028	,0028	,0066
	Máximo	,0151	,0090	,0151
	Percentil 25	,0048	,0036	,0090
	Mediana	,0088	,0048	,0111
DIST 3mm	N	12	6	6
	Media	,0137	,0066	,0209
	Desviación típica	,0124	,0026	,0145
	Mínimo	,0043	,0043	,0076
	Máximo	,0439	,0102	,0439
	Percentil 25	,0055	,0044	,0111
	Mediana	,0099	,0055	,0144
DIST 2mm	N	12	6	6
	Media	,0300	,0114	,0485
	Desviación típica	,0387	,0055	,0493
	Mínimo	,0046	,0046	,0109
	Máximo	,1430	,0180	,1430
	Percentil 25	,0110	,0050	,0162
	Mediana	,0155	,0128	,0353
DIST 1mm	N	12	6	6
	Media	,0456	,0175	,0738
	Desviación típica	,0582	,0088	,0741
	Mínimo	,0048	,0048	,0171
	Máximo	,1868	,0304	,1868
	Percentil 25	,0158	,0140	,0205
	Mediana	,0212	,0160	,0357
	Percentil 75	,0399	,0240	,1468

T19.- ÁNGULO PLANO ANTIRROTACIONAL (°) POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según TERMINACIÓN CORONAL

		TERMINACION CORONAL		
		Total	Plano	Redondeado
ANTIROT 8mm	N	8	4	4
	Media	,0000	,0000	,0000
	Desviación típica	,0000	,0000	,0000
	Mínimo	,0000	,0000	,0000
	Máximo	,0000	,0000	,0000
	Percentil 25	,0000	,0000	,0000
	Mediana	,0000	,0000	,0000
	Percentil 75	,0000	,0000	,0000
ANTIROT 7mm	N	8	4	4
	Media	,0501	,0522	,0481
	Desviación típica	,0341	,0356	,0378
	Mínimo	,0000	,0000	,0256
	Máximo	,1046	,0802	,1046
	Percentil 25	,0271	,0317	,0271
	Mediana	,0484	,0643	,0310
	Percentil 75	,0728	,0728	,0690
ANTIROT 6mm	N	8	4	4
	Media	,0508	,0590	,0426
	Desviación típica	,0305	,0362	,0261
	Mínimo	,0057	,0057	,0243
	Máximo	,0859	,0859	,0810
	Percentil 25	,0265	,0374	,0265
	Mediana	,0526	,0722	,0324
	Percentil 75	,0782	,0806	,0586
ANTIROT 5mm	N	8	4	4
	Media	,0581	,0695	,0466
	Desviación típica	,0339	,0458	,0155
	Mínimo	,0081	,0081	,0367
	Máximo	,1181	,1181	,0697
	Percentil 25	,0384	,0389	,0384
	Mediana	,0549	,0759	,0401
	Percentil 75	,0759	,1001	,0549
ANTIROT 4mm	N	8	4	4
	Media	,0904	,0802	,1006
	Desviación típica	,0404	,0508	,0310
	Mínimo	,0172	,0172	,0598
	Máximo	,1394	,1394	,1342
	Percentil 25	,0654	,0440	,0794
	Mediana	,0961	,0821	,1042
	Percentil 75	,1219	,1163	,1219
ANTIROT 3mm	N	8	4	4
	Media	,1365	,0967	,1762
	Desviación típica	,1136	,1077	,1194
	Mínimo	,0181	,0181	,0462
	Máximo	,3006	,2527	,3006
	Percentil 25	,0393	,0253	,0766
	Mediana	,0952	,0579	,1791
	Percentil 75	,2519	,1681	,2759
ANTIROT 2mm	N	8	4	4
	Media	,2273	,1443	,3102
	Desviación típica	,3039	,1710	,4098
	Mínimo	,0000	,0000	,0436
	Máximo	,9193	,3920	,9193
	Percentil 25	,0628	,0410	,0719
	Mediana	,1018	,0927	,1390
	Percentil 75	,2849	,2476	,5485
ANTIROT 1mm	N	8	4	4
	Media	,2990	,1427	,4554
	Desviación típica	,3283	,0505	,4286
	Mínimo	,0699	,0826	,0699
	Máximo	,8572	,1989	,8572
	Percentil 25	,0914	,1032	,0851
	Mediana	,1445	,1445	,4472
	Percentil 75	,4965	,1821	,8257

9.1.6 Tablas para mediciones según Conicidad

T20.- ÁNGULO (°) ENTRE EJES POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según CONICIDAD

		CONICIDAD		
		Total	5%	15%
ANG 8mm	N	4	2	2
	Media	,0000	,0000	,0000
	Desviación típica	,0000	,0000	,0000
	Mínimo	,0000	,0000	,0000
	Máximo	,0000	,0000	,0000
	Percentil 25	,0000	,0000	,0000
	Mediana	,0000	,0000	,0000
	Percentil 75	,0000	,0000	,0000
ANG 7mm	N	4	2	2
	Media	,0240	,0247	,0233
	Desviación típica	,0128	,0056	,0214
	Mínimo	,0081	,0207	,0081
	Máximo	,0384	,0286	,0384
	Percentil 25	,0144	,0207	,0081
	Mediana	,0247	,0247	,0233
	Percentil 75	,0335	,0286	,0384
ANG 6mm	N	4	2	2
	Media	,0239	,0272	,0207
	Desviación típica	,0175	,0051	,0292
	Mínimo	,0000	,0236	,0000
	Máximo	,0413	,0309	,0413
	Percentil 25	,0118	,0236	,0000
	Mediana	,0272	,0272	,0207
	Percentil 75	,0361	,0309	,0413
ANG 5mm	N	4	2	2
	Media	,0324	,0398	,0249
	Desviación típica	,0170	,0090	,0238
	Mínimo	,0081	,0334	,0081
	Máximo	,0462	,0462	,0417
	Percentil 25	,0208	,0334	,0081
	Mediana	,0376	,0398	,0249
	Percentil 75	,0440	,0462	,0417
ANG 4mm	N	4	2	2
	Media	,0535	,0550	,0520
	Desviación típica	,0239	,0259	,0322
	Mínimo	,0292	,0367	,0292
	Máximo	,0747	,0734	,0747
	Percentil 25	,0330	,0367	,0292
	Mediana	,0550	,0550	,0520
	Percentil 75	,0740	,0734	,0747
ANG 3mm	N	4	2	2
	Media	,0486	,0384	,0589
	Desviación típica	,0308	,0381	,0314
	Mínimo	,0115	,0115	,0367
	Máximo	,0810	,0653	,0810
	Percentil 25	,0241	,0115	,0367
	Mediana	,0510	,0384	,0589
	Percentil 75	,0732	,0653	,0810
ANG 2mm	N	4	2	2
	Media	,0684	,0606	,0763
	Desviación típica	,0146	,0123	,0155
	Mínimo	,0519	,0519	,0653
	Máximo	,0873	,0692	,0873
	Percentil 25	,0586	,0519	,0653
	Mediana	,0673	,0606	,0763
	Percentil 75	,0783	,0692	,0873
ANG 1mm	N	4	2	2
	Media	,1211	,0551	,1872
	Desviación típica	,1134	,0436	,1386
	Mínimo	,0243	,0243	,0891
	Máximo	,2852	,0859	,2852
	Percentil 25	,0551	,0243	,0891
	Mediana	,0875	,0551	,1872
	Percentil 75	,1872	,0859	,2852

T21.- DISTANCIA CENTRO IMPLANTES (mm) POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según CONICIDAD

		CONICIDAD		
		Total	5%	15%
DIST 8mm	N	4	2	2
	Media	,0000	,0000	,0000
	Desviación típica	,0000	,0000	,0000
	Mínimo	,0000	,0000	,0000
	Máximo	,0000	,0000	,0000
	Percentil 25	,0000	,0000	,0000
	Mediana	,0000	,0000	,0000
DIST 7mm	N	4	2	2
	Media	,0035	,0034	,0036
	Desviación típica	,0011	,0006	,0017
	Mínimo	,0024	,0029	,0024
	Máximo	,0048	,0038	,0048
	Percentil 25	,0027	,0029	,0024
	Mediana	,0034	,0034	,0036
DIST 6mm	N	4	2	2
	Media	,0046	,0040	,0052
	Desviación típica	,0009	,0008	,0008
	Mínimo	,0035	,0035	,0046
	Máximo	,0057	,0046	,0057
	Percentil 25	,0040	,0035	,0046
	Mediana	,0046	,0040	,0052
DIST 5mm	N	4	2	2
	Media	,0064	,0055	,0073
	Desviación típica	,0014	,0015	,0007
	Mínimo	,0044	,0044	,0068
	Máximo	,0078	,0065	,0078
	Percentil 25	,0055	,0044	,0068
	Mediana	,0066	,0055	,0073
DIST 4mm	N	4	2	2
	Media	,0095	,0076	,0114
	Desviación típica	,0032	,0039	,0003
	Mínimo	,0048	,0048	,0112
	Máximo	,0115	,0103	,0115
	Percentil 25	,0076	,0048	,0112
	Mediana	,0107	,0076	,0114
DIST 3mm	N	4	2	2
	Media	,0098	,0057	,0139
	Desviación típica	,0057	,0053	,0013
	Mínimo	,0019	,0019	,0130
	Máximo	,0148	,0095	,0148
	Percentil 25	,0057	,0019	,0130
	Mediana	,0112	,0057	,0139
DIST 2mm	N	4	2	2
	Media	,0139	,0101	,0178
	Desviación típica	,0051	,0016	,0040
	Mínimo	,0089	,0089	,0150
	Máximo	,0207	,0112	,0207
	Percentil 25	,0101	,0089	,0150
	Mediana	,0131	,0101	,0178
DIST 1mm	N	4	2	2
	Media	,0231	,0117	,0344
	Desviación típica	,0202	,0071	,0256
	Mínimo	,0067	,0067	,0163
	Máximo	,0525	,0167	,0525
	Percentil 25	,0115	,0067	,0163
	Mediana	,0165	,0117	,0344
Percentil 75	,0346	,0167	,0525	

T22.- ÁNGULO PLANO ANTIRROTACIONAL (°) POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según CONICIDAD

		CONICIDAD		
		Total	5%	15%
ANTIROT 8mm	N	0	0	0
	Media	.	.	.
	Desviación típica	.	.	.
	Mínimo	.	.	.
	Máximo	.	.	.
	Percentil 25	.	.	.
	Mediana	.	.	.
	Percentil 75	.	.	.
ANTIROT 7mm	N	0	0	0
	Media	.	.	.
	Desviación típica	.	.	.
	Mínimo	.	.	.
	Máximo	.	.	.
	Percentil 25	.	.	.
	Mediana	.	.	.
	Percentil 75	.	.	.
ANTIROT 6mm	N	0	0	0
	Media	.	.	.
	Desviación típica	.	.	.
	Mínimo	.	.	.
	Máximo	.	.	.
	Percentil 25	.	.	.
	Mediana	.	.	.
	Percentil 75	.	.	.
ANTIROT 5mm	N	0	0	0
	Media	.	.	.
	Desviación típica	.	.	.
	Mínimo	.	.	.
	Máximo	.	.	.
	Percentil 25	.	.	.
	Mediana	.	.	.
	Percentil 75	.	.	.
ANTIROT 4mm	N	0	0	0
	Media	.	.	.
	Desviación típica	.	.	.
	Mínimo	.	.	.
	Máximo	.	.	.
	Percentil 25	.	.	.
	Mediana	.	.	.
	Percentil 75	.	.	.
ANTIROT 3mm	N	0	0	0
	Media	.	.	.
	Desviación típica	.	.	.
	Mínimo	.	.	.
	Máximo	.	.	.
	Percentil 25	.	.	.
	Mediana	.	.	.
	Percentil 75	.	.	.
ANTIROT 2mm	N	0	0	0
	Media	.	.	.
	Desviación típica	.	.	.
	Mínimo	.	.	.
	Máximo	.	.	.
	Percentil 25	.	.	.
	Mediana	.	.	.
	Percentil 75	.	.	.
ANTIROT 1mm	N	0	0	0
	Media	.	.	.
	Desviación típica	.	.	.
	Mínimo	.	.	.
	Máximo	.	.	.
	Percentil 25	.	.	.
	Mediana	.	.	.
	Percentil 75	.	.	.

9.1.7 Tablas para mediciones según Diámetro inferior.

T23.- ÁNGULO (°) ENTRE EJES POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según DIÁMETRO INFERIOR

		DIAMETRO INFERIOR		
		Total	4mm	5mm
ANG 8mm	N	16	8	8
	Media	,000	,000	,000
	Desviación típica	,000	,000	,000
	Mínimo	,000	,000	,000
	Máximo	,000	,000	,000
	Percentil 25	,000	,000	,000
	Mediana	,000	,000	,000
	Percentil 75	,000	,000	,000
ANG 7mm	N	16	8	8
	Media	,0257	,0129	,0385
	Desviación típica	,0178	,0063	,0162
	Mínimo	,0057	,0057	,0172
	Máximo	,0584	,0207	,0584
	Percentil 25	,0121	,0069	,0234
	Mediana	,0194	,0121	,0385
	Percentil 75	,0395	,0194	,0535
ANG 6mm	N	16	8	8
	Media	,0292	,0173	,0410
	Desviación típica	,0198	,0120	,0194
	Mínimo	,000	,000	,0128
	Máximo	,0697	,0349	,0697
	Percentil 25	,0128	,0093	,0245
	Mediana	,0272	,0155	,0438
	Percentil 75	,0438	,0272	,0544
ANG 5mm	N	16	8	8
	Media	,0373	,0254	,0492
	Desviación típica	,0202	,0183	,0147
	Mínimo	,0057	,0057	,0334
	Máximo	,0697	,0462	,0697
	Percentil 25	,0231	,0081	,0365
	Mediana	,0392	,0238	,0455
	Percentil 75	,0477	,0438	,0633
ANG 4mm	N	16	8	8
	Media	,0601	,0567	,0634
	Desviación típica	,0289	,0327	,0262
	Mínimo	,0162	,0162	,0334
	Máximo	,1107	,1090	,1107
	Percentil 25	,0360	,0274	,0387
	Mediana	,0642	,0563	,0650
	Percentil 75	,0779	,0805	,0779
ANG 3mm	N	16	8	8
	Media	,0865	,1094	,0615
	Desviación típica	,0788	,1045	,0327
	Mínimo	,0115	,0292	,0115
	Máximo	,3063	,3063	,1102
	Percentil 25	,0367	,0367	,0362
	Mediana	,0675	,0675	,0667
	Percentil 75	,0888	,1658	,0831
ANG 2mm	N	16	8	8
	Media	,1674	,2479	,0869
	Desviación típica	,2306	,3130	,0349
	Mínimo	,0349	,0349	,0351
	Máximo	,9572	,9572	,1437
	Percentil 25	,0651	,0673	,0584
	Mediana	,0898	,0844	,0953
	Percentil 75	,1247	,3439	,1045
ANG 1mm	N	16	8	8
	Media	,2508	,3981	,1036
	Desviación típica	,3495	,4591	,0363
	Mínimo	,0243	,0243	,0365
	Máximo	1,2468	1,2468	,1596
	Percentil 25	,0875	,0887	,0875
	Mediana	,1167	,2115	,1041
	Percentil 75	,224	,6566	,1246

T24.- DISTANCIA CENTRO IMPLANTES (mm) POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según DIÁMETRO INFERIOR

		DIÁMETRO INFERIOR		
		Total	4mm	5mm
DIST 8mm	N	16	8	8
	Media	,0000	,0000	,0000
	Desviación típica	,0000	,0000	,0000
	Mínimo	,0000	,0000	,0000
	Máximo	,0000	,0000	,0000
	Percentil 25	,0000	,0000	,0000
	Mediana	,0000	,0000	,0000
DIST 7mm	N	16	8	8
	Media	,0034	,0019	,0049
	Desviación típica	,0022	,0007	,0021
	Mínimo	,0011	,0011	,0022
	Máximo	,0079	,0029	,0079
	Percentil 25	,0019	,0012	,0030
	Mediana	,0025	,0020	,0048
DIST 6mm	N	16	8	8
	Media	,0041	,0029	,0054
	Desviación típica	,0023	,0013	,0025
	Mínimo	,0013	,0013	,0015
	Máximo	,0088	,0046	,0088
	Percentil 25	,0020	,0017	,0035
	Mediana	,0040	,0029	,0057
DIST 5mm	N	16	8	8
	Media	,0055	,0044	,0066
	Desviación típica	,0024	,0025	,0018
	Mínimo	,0010	,0010	,0044
	Máximo	,0093	,0078	,0093
	Percentil 25	,0044	,0020	,0050
	Mediana	,0058	,0049	,0066
DIST 4mm	N	16	8	8
	Media	,0087	,0089	,0085
	Desviación típica	,0039	,0043	,0037
	Mínimo	,0028	,0028	,0044
	Máximo	,0151	,0151	,0150
	Percentil 25	,0050	,0051	,0050
	Mediana	,0090	,0097	,0088
DIST 3mm	N	16	8	8
	Media	,0128	,0169	,0086
	Desviación típica	,0111	,0143	,0046
	Mínimo	,0019	,0044	,0019
	Máximo	,0439	,0439	,0153
	Percentil 25	,0055	,0075	,0049
	Mediana	,0099	,0116	,0089
DIST 2mm	N	16	8	8
	Media	,0260	,0383	,0136
	Desviación típica	,0340	,0458	,0051
	Mínimo	,0046	,0046	,0050
	Máximo	,1430	,1430	,0205
	Percentil 25	,0110	,0111	,0099
	Mediana	,0150	,0178	,0148
DIST 1mm	N	16	8	8
	Media	,0400	,0618	,0182
	Desviación típica	,0517	,0677	,0071
	Mínimo	,0048	,0067	,0048
	Máximo	,1868	,1868	,0304
	Percentil 25	,0154	,0142	,0165
	Mediana	,0191	,0367	,0174
	Percentil 75	,0399	,0996	,0212

T25.- ÁNGULO PLANO ANTIRROTACIONAL (°) POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según DIÁMETRO INFERIOR

		DIÁMETRO INFERIOR		
		Total	4mm	5mm
ANTIROT 8mm	N	8	4	4
	Media	,0000	,0000	,0000
	Desviación típica	,0000	,0000	,0000
	Mínimo	,0000	,0000	,0000
	Máximo	,0000	,0000	,0000
	Percentil 25	,0000	,0000	,0000
	Mediana	,0000	,0000	,0000
ANTIROT 7mm	N	8	4	4
	Media	,0501	,0545	,0457
	Desviación típica	,0341	,0468	,0215
	Mínimo	,0000	,0000	,0266
	Máximo	,1046	,1046	,0653
	Percentil 25	,0271	,0167	,0271
	Mediana	,0484	,0568	,0460
ANTIROT 6mm	N	8	4	4
	Media	,0508	,0477	,0539
	Desviación típica	,0305	,0365	,0285
	Mínimo	,0057	,0057	,0243
	Máximo	,0859	,0810	,0859
	Percentil 25	,0265	,0172	,0303
	Mediana	,0526	,0520	,0526
ANTIROT 5mm	N	8	4	4
	Media	,0581	,0426	,0736
	Desviación típica	,0339	,0303	,0335
	Mínimo	,0081	,0081	,0367
	Máximo	,1181	,0820	,1181
	Percentil 25	,0384	,0241	,0532
	Mediana	,0549	,0401	,0697
ANTIROT 4mm	N	8	4	4
	Media	,0904	,0885	,0923
	Desviación típica	,0404	,0505	,0355
	Mínimo	,0172	,0172	,0598
	Máximo	,1394	,1342	,1394
	Percentil 25	,0654	,0552	,0654
	Mediana	,0961	,1014	,0849
ANTIROT 3mm	N	8	4	4
	Media	,1365	,1506	,1224
	Desviación típica	,1136	,1462	,0905
	Mínimo	,0181	,0181	,0462
	Máximo	,3006	,3006	,2527
	Percentil 25	,0393	,0253	,0648
	Mediana	,0952	,1418	,0952
ANTIROT 2mm	N	8	4	4
	Media	,2273	,2948	,1598
	Desviación típica	,3039	,4226	,1572
	Mínimo	,0000	,0000	,0436
	Máximo	,9193	,9193	,3920
	Percentil 25	,0628	,0410	,0719
	Mediana	,1018	,1299	,1018
ANTIROT 1mm	N	8	4	4
	Media	,2990	,4748	,1232
	Desviación típica	,3283	,4074	,0551
	Mínimo	,0699	,0826	,0699
	Máximo	,8572	,8572	,1989
	Percentil 25	,0914	,1240	,0851
	Mediana	,1445	,4798	,1120
Percentil 75	,4965	,8257	,1613	

9.1.8 Tablas para mediciones según Plano Anti rotatorio.

**T26.- ÁNGULO (°) ENTRE EJES POR CANTIDAD CUERPO
 ESCANEADO según PLANO ANTIROTACIONAL**

		PLANO ANTIROTACIONAL			
		Total	No	5%	15%
ANG 8mm	N	16	8	4	4
	Media	,0000	,0000	,0000	,0000
	Desviación típica	,0000	,0000	,0000	,0000
	Mínimo	,0000	,0000	,0000	,0000
	Máximo	,0000	,0000	,0000	,0000
	Percentil 25	,0000	,0000	,0000	,0000
	Mediana	,0000	,0000	,0000	,0000
	Percentil 75	,0000	,0000	,0000	,0000
ANG 7mm	N	16	8	4	4
	Media	,0257	,0262	,0235	,0269
	Desviación típica	,0178	,0158	,0237	,0206
	Mínimo	,0057	,0057	,0057	,0115
	Máximo	,0584	,0496	,0584	,0573
	Percentil 25	,0121	,0131	,0093	,0148
	Mediana	,0194	,0247	,0150	,0194
	Percentil 75	,0395	,0395	,0378	,0390
ANG 6mm	N	16	8	4	4
	Media	,0292	,0322	,0212	,0311
	Desviación típica	,0198	,0185	,0167	,0277
	Mínimo	,0000	,0000	,0128	,0057
	Máximo	,0697	,0570	,0462	,0697
	Percentil 25	,0128	,0209	,0128	,0119
	Mediana	,0272	,0329	,0128	,0245
	Percentil 75	,0438	,0466	,0295	,0503
ANG 5mm	N	16	8	4	4
	Media	,0373	,0396	,0229	,0471
	Desviación típica	,0202	,0149	,0160	,0291
	Mínimo	,0057	,0081	,0057	,0081
	Máximo	,0697	,0576	,0367	,0697
	Percentil 25	,0231	,0341	,0093	,0249
	Mediana	,0392	,0438	,0245	,0554
	Percentil 75	,0477	,0477	,0365	,0693
ANG 4mm	N	16	8	4	4
	Media	,0601	,0560	,0511	,0771
	Desviación típica	,0289	,0199	,0323	,0408
	Mínimo	,0162	,0292	,0162	,0256
	Máximo	,1107	,0810	,0876	,1107
	Percentil 25	,0350	,0387	,0248	,0443
	Mediana	,0642	,0563	,0502	,0860
	Percentil 75	,0779	,0740	,0774	,1098
ANG 3mm	N	16	8	4	4
	Media	,0855	,0604	,0909	,1301
	Desviación típica	,0788	,0280	,0997	,1221
	Mínimo	,0115	,0115	,0286	,0292
	Máximo	,3063	,0924	,2393	,3063
	Percentil 25	,0367	,0392	,0327	,0518
	Mediana	,0675	,0675	,0478	,0923
	Percentil 75	,0888	,0831	,1491	,2083
ANG 2mm	N	16	8	4	4
	Media	,1674	,1088	,1517	,3002
	Desviación típica	,2306	,0993	,1307	,4392
	Mínimo	,0349	,0351	,0648	,0349
	Máximo	,9572	,3416	,3462	,9572
	Percentil 25	,0651	,0586	,0786	,0691
	Mediana	,0698	,0728	,0978	,1045
	Percentil 75	,1247	,1155	,2247	,5314
ANG 1mm	N	16	8	4	4
	Media	,2508	,2493	,1813	,3234
	Desviación típica	,3495	,4109	,1043	,4385
	Mínimo	,0243	,0243	,0954	,0796
	Máximo	1,2468	1,2468	,3327	,9806
	Percentil 25	,0875	,0612	,1166	,0962
	Mediana	,1167	,0935	,1487	,1167
	Percentil 75	,2224	,2070	,2461	,5505

T27.- DISTANCIA CENTRO IMPLANTES (mm) POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según PLANO ANTIROTACIONAL

		PLANO ANTIROTACIONAL			
		Total	No	5%	15%
DIST 8mm	N	16	8	4	4
	Media	,0000	,0000	,0000	,0000
	Desviación típica	,0000	,0000	,0000	,0000
	Mínimo	,0000	,0000	,0000	,0000
	Máximo	,0000	,0000	,0000	,0000
	Percentil 25	,0000	,0000	,0000	,0000
	Mediana	,0000	,0000	,0000	,0000
	Percentil 75	,0000	,0000	,0000	,0000
DIST 7mm	N	16	8	4	4
	Media	,0034	,0036	,0030	,0035
	Desviación típica	,0022	,0017	,0028	,0030
	Mínimo	,0011	,0011	,0011	,0013
	Máximo	,0079	,0064	,0072	,0079
	Percentil 25	,0019	,0024	,0014	,0017
	Mediana	,0025	,0034	,0019	,0024
	Percentil 75	,0048	,0048	,0047	,0052
DIST 6mm	N	16	8	4	4
	Media	,0041	,0049	,0027	,0040
	Desviación típica	,0023	,0017	,0021	,0033
	Mínimo	,0013	,0023	,0015	,0013
	Máximo	,0088	,0081	,0058	,0088
	Percentil 25	,0020	,0040	,0016	,0019
	Mediana	,0040	,0046	,0017	,0030
	Percentil 75	,0057	,0058	,0037	,0062
DIST 5mm	N	16	8	4	4
	Media	,0055	,0062	,0033	,0064
	Desviación típica	,0024	,0012	,0020	,0035
	Mínimo	,0010	,0044	,0010	,0019
	Máximo	,0093	,0078	,0051	,0093
	Percentil 25	,0044	,0053	,0016	,0037
	Mediana	,0058	,0065	,0035	,0072
	Percentil 75	,0068	,0068	,0050	,0091
DIST 4mm	N	16	8	4	4
	Media	,0087	,0086	,0071	,0106
	Desviación típica	,0039	,0027	,0044	,0056
	Mínimo	,0028	,0048	,0028	,0036
	Máximo	,0151	,0115	,0123	,0151
	Percentil 25	,0050	,0059	,0036	,0061
	Mediana	,0090	,0094	,0067	,0118
	Percentil 75	,0114	,0107	,0106	,0151
DIST 3mm	N	16	8	4	4
	Media	,0128	,0099	,0129	,0185
	Desviación típica	,0111	,0044	,0141	,0175
	Mínimo	,0019	,0019	,0043	,0044
	Máximo	,0439	,0148	,0339	,0439
	Percentil 25	,0055	,0074	,0050	,0073
	Mediana	,0099	,0104	,0066	,0127
	Percentil 75	,0142	,0133	,0208	,0296
DIST 2mm	N	16	8	4	4
	Media	,0260	,0179	,0235	,0446
	Desviación típica	,0340	,0143	,0180	,0658
	Mínimo	,0046	,0050	,0109	,0046
	Máximo	,1430	,0507	,0501	,1430
	Percentil 25	,0110	,0100	,0129	,0096
	Mediana	,0150	,0131	,0165	,0154
	Percentil 75	,0206	,0206	,0341	,0796
DIST 1mm	N	16	8	4	4
	Media	,0400	,0399	,0302	,0501
	Desviación típica	,0517	,0612	,0139	,0645
	Mínimo	,0048	,0048	,0171	,0140
	Máximo	,1868	,1868	,0495	,1468
	Percentil 25	,0154	,0106	,0206	,0158
	Mediana	,0191	,0165	,0272	,0198
	Percentil 75	,0399	,0365	,0399	,0843

T28.- ÁNGULO PLANO ANTIROTACIONAL (°) POR CANTIDAD CUERPO ESCANEADO según PLANO ANTIROTACIONAL

		PLANO ANTIROTACIONAL			
		Total	No	5%	15%
ANTIROT 8mm	N	8	0	4	4
	Media	,0000	.	,0000	,0000
	Desviación típica	,0000	.	,0000	,0000
	Mínimo	,0000	.	,0000	,0000
	Máximo	,0000	.	,0000	,0000
	Percentil 25	,0000	.	,0000	,0000
	Mediana	,0000	.	,0000	,0000
	Percentil 75	,0000	.	,0000	,0000
ANTIROT 7mm	N	8	0	4	4
	Media	,0501	.	,0697	,0306
	Desviación típica	,0341	.	,0318	,0261
	Mínimo	,0000	.	,0286	,0000
	Máximo	,1046	.	,1046	,0633
	Percentil 25	,0271	.	,0470	,0128
	Mediana	,0484	.	,0728	,0295
	Percentil 75	,0728	.	,0924	,0484
ANTIROT 6mm	N	8	0	4	4
	Media	,0508	.	,0696	,0319
	Desviación típica	,0305	.	,0227	,0266
	Mínimo	,0057	.	,0362	,0057
	Máximo	,0859	.	,0859	,0690
	Percentil 25	,0265	.	,0558	,0150
	Mediana	,0526	.	,0782	,0265
	Percentil 75	,0782	.	,0835	,0488
ANTIROT 5mm	N	8	0	4	4
	Media	,0581	.	,0692	,0469
	Desviación típica	,0339	.	,0386	,0294
	Mínimo	,0081	.	,0367	,0081
	Máximo	,1181	.	,1181	,0697
	Percentil 25	,0384	.	,0384	,0241
	Mediana	,0549	.	,0611	,0549
	Percentil 75	,0759	.	,1001	,0697
ANTIROT 4mm	N	8	0	4	4
	Media	,0904	.	,1067	,0741
	Desviación típica	,0404	.	,0374	,0413
	Mínimo	,0172	.	,0598	,0172
	Máximo	,1394	.	,1394	,1095
	Percentil 25	,0654	.	,0765	,0440
	Mediana	,0961	.	,1138	,0849
	Percentil 75	,1219	.	,1368	,1042
ANTIROT 3mm	N	8	0	4	4
	Media	,1365	.	,1456	,1273
	Desviación típica	,1136	.	,1229	,1215
	Mínimo	,0181	.	,0324	,0181
	Máximo	,3006	.	,2527	,3006
	Percentil 25	,0393	.	,0393	,0508
	Mediana	,0952	.	,1487	,0952
	Percentil 75	,2519	.	,2519	,2038
ANTIROT 2mm	N	8	0	4	4
	Media	,2273	.	,1880	,2665
	Desviación típica	,3039	.	,1422	,4372
	Mínimo	,0000	.	,0820	,0000
	Máximo	,9193	.	,3920	,9193
	Percentil 25	,0628	.	,0911	,0218
	Mediana	,1018	.	,1390	,0734
	Percentil 75	,2849	.	,2849	,5113
ANTIROT 1mm	N	8	0	4	4
	Media	,2990	.	,3147	,2834
	Desviación típica	,3283	.	,3223	,3833
	Mínimo	,0699	.	,1002	,0699
	Máximo	,8572	.	,7942	,8572
	Percentil 25	,0914	.	,1328	,0763
	Mediana	,1445	.	,1821	,1032
	Percentil 75	,4965	.	,4965	,4905

9.2 Figuras

9.2.1 Cuerpos de escaneado rotatorios, polígonos.

Figura 9.2.1-1
Elementos poligonales del cuerpo de escaneado CP4-



a



b

Figura 9.2.1-2
Elementos poligonales del cuerpo de escaneado CR4-



a



b

Figura 9.2.1-3
Elementos poligonales del cuerpo de escaneado CP5



a



b

Figura 9.2.1-4
Elementos poligonales del cuerpo de escaneado CR5



a



b



Figura 9.2.1-5
Elementos
poligonales del
cuerpo de
escaneado CO54P

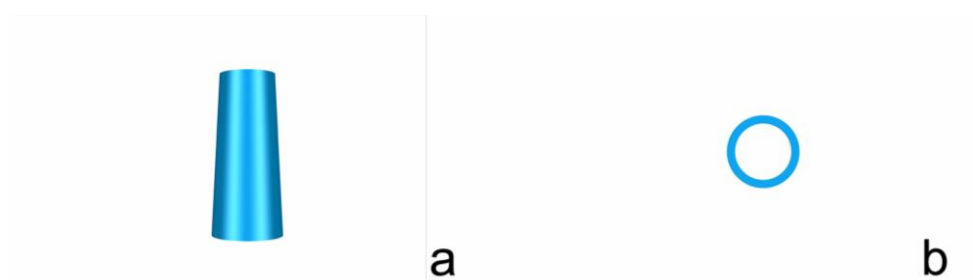


Figura 9.2.1-6
Elementos
poligonales del
cuerpo de
escaneado
CO104P-

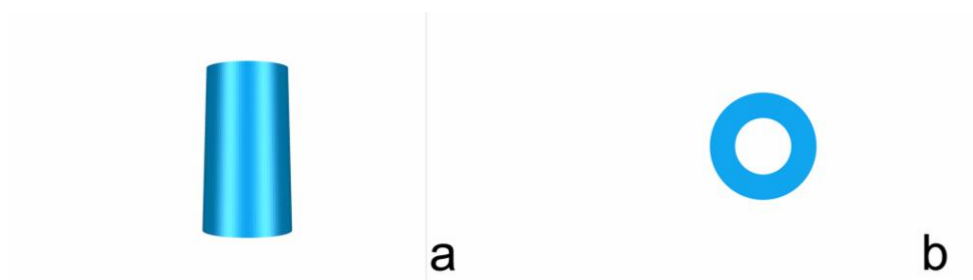


Figura 9.2.1-7
Elementos
poligonales del
cuerpo de
escaneado CO55P

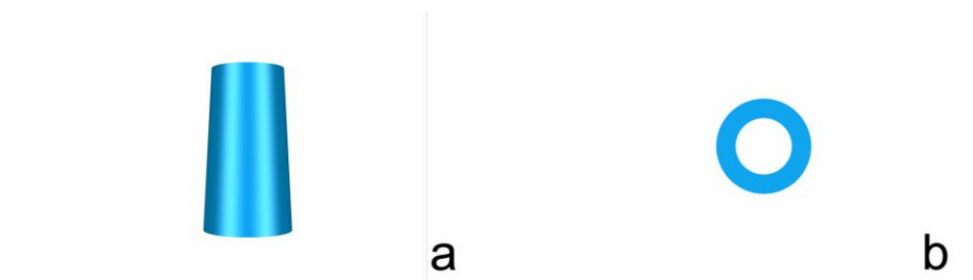


Figura 9.2.1-8
Elementos
poligonales del
cuerpo de
escaneado
CO105P-

9.2.2 Cuerpos de escaneado rotatorios con base incorporada.

Figura 9.2.2-1
Cuerpo de escaneado CP4 con base incorporada.

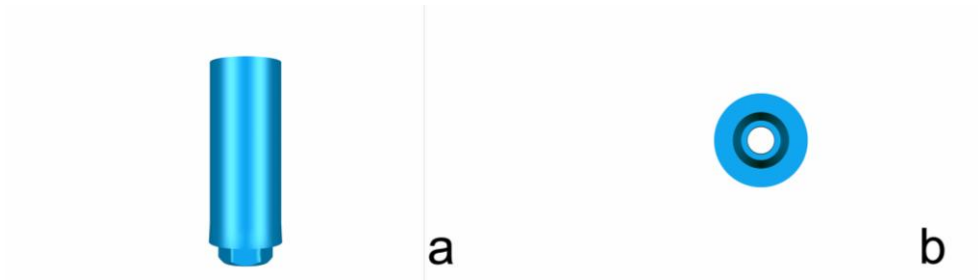


Figura 9.2.2-2
Cuerpo de escaneado CR4 con base incorporada -

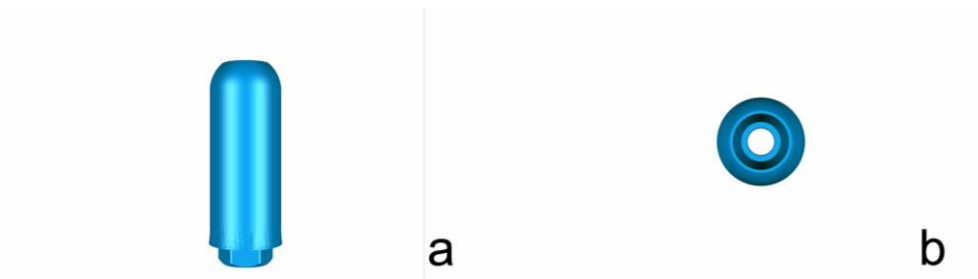


Figura 9.2.2-3
Cuerpo de escaneado CR4 con base incorporada

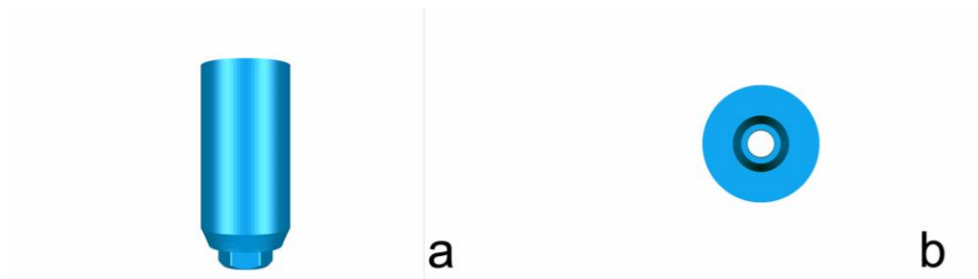
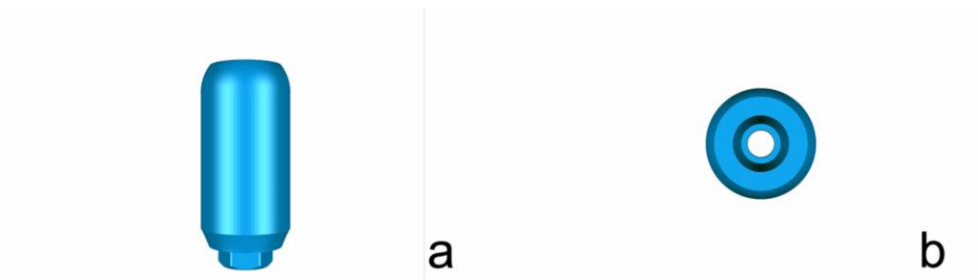


Figura 9.2.2-4
Cuerpo de escaneado CR5 con base incorporada.



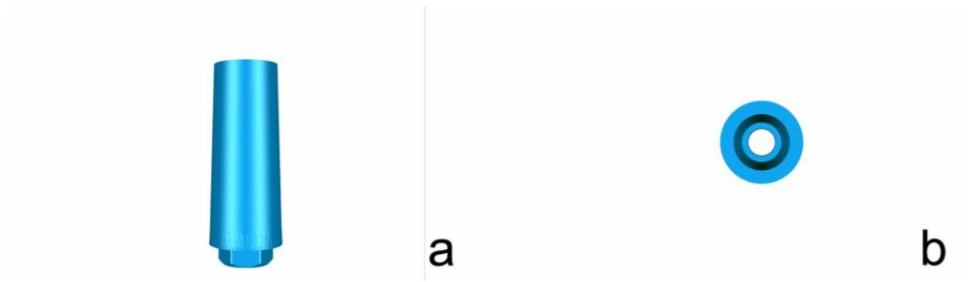


Figura 9.2.2-5
Cuerpo de
escaneado CO54P
con base
incorporada.

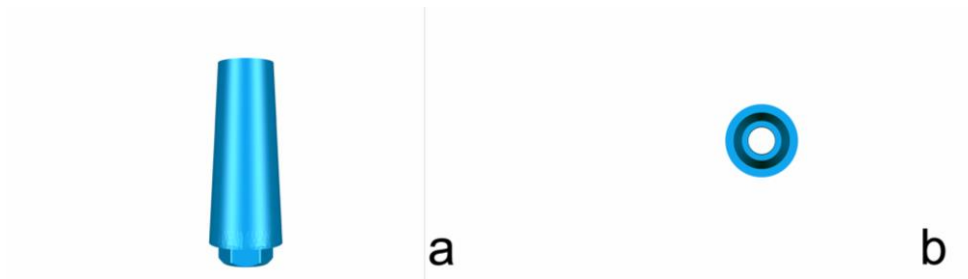


Figura 9.2.2-6
Cuerpo de
escaneado CO104P
con base
incorporada -

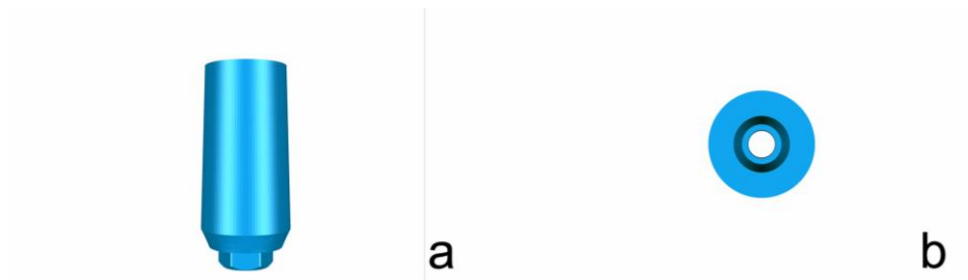


Figura 9.2.2-7
Cuerpo de
escaneado CO55P
con base
incorporada

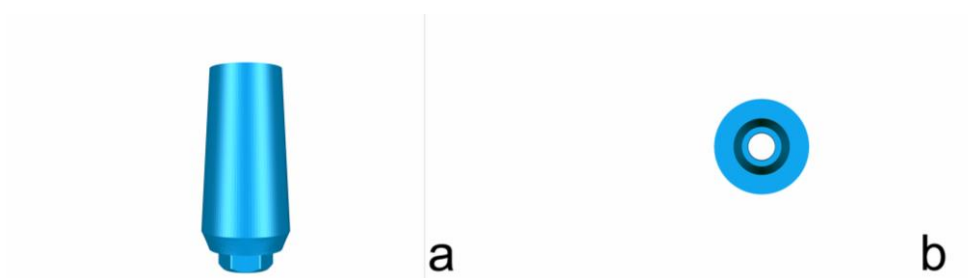


Figura 9.2.2-4
Cuerpo de
escaneado CO105P
con base
incorporada.





VNIVERSITAT
E VALÈNCIA