

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)



TESIS DOCTORAL

Estudio comparativo in vitro de la exactitud en la toma de registros para prótesis sobre implantes de arcada completa mediante técnica convencional ferulizada y estereofotogrametría. Influencia de la angulación y tipo de conexión.

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

M^a Jana Hernández Rodríguez

Directores

Alicia Celemín Viñuela

Miguel Gómez Polo

Madrid

©M^a Jana Hernández Rodríguez, 2019

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)



**ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LA
EXACTITUD EN LA TOMA DE REGISTROS PARA
PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES DE ARCADA
COMPLETA MEDIANTE TÉCNICA CONVENCIONAL
FERULIZADA Y ESTEREOFOTOGRAMETRÍA. Influencia
de la angulación y tipo de conexión.**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR
PRESENTADA POR

M^a Jana Hernández Rodríguez

Bajo la dirección de los doctores

Alicia Celemín Viñuela

Miguel Gómez Polo

Madrid, 2019



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I
PRÓTESIS BUCOFACIAL

**ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LA
EXACTITUD EN LA TOMA DE REGISTROS PARA
PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES DE ARCADA
COMPLETA MEDIANTE TÉCNICA
CONVENCIONAL FERULIZADA Y
ESTEREOFOTOGRAMETRÍA.
Influencia de la angulación y tipo de conexión.**

TESIS DOCTORAL

M^a Jana Hernández Rodríguez

Madrid, 2019

AGRADECIMIENTOS

Quisiera agradecer en primer lugar a mis directores de tesis, Alicia Celemín y Miguel Gómez Polo, por sus consejos, dedicación y profesionalidad, así como por el buen criterio con el que me han guiado a lo largo de este camino.

A Adrián Hernández, ingeniero industrial y creador de PIC dental, por compartir sus conocimientos, su orientación y por poner a nuestra disposición su sistema y recursos.

A Sergio Caballero, ingeniero de diseño de PIC dental por su trabajo para poder sacar adelante esta tesis y su disponibilidad para resolver mis dudas.

A Javier Casajús Quirós, Profesor Titular de la Universidad Politécnica de Madrid, por su minucioso trabajo e inestimable colaboración, su paciencia y, sobre todo, por su amistad.

A Lorenzo del Río Highsmith, por su ayuda desinteresada y compañía mañanera.

A la casa Zhermack® por la cesión del material de impresión empleado.

Y, por último, a todos mis amigos por sus ánimos incesantes, comprensión y cariño.

El presente estudio ha sido financiado parcialmente por Dentalmill S.L. mediante el Art. 83 de la L.O.U, con referencia 496/2016 y título “Estudio comparativo in vitro sobre la exactitud dimensional en la toma de impresiones mediante técnica convencional versus técnica digital con fotogrametría (sistema PIC dental) en implantes con conexión interna y externa”.

DEDICATORIA

A mis padres, Carmen y José Luis, y a mi hermano Néstor, por su amor incondicional, su apoyo constante y por acompañarme, siempre con la misma ilusión, por este camino maravilloso que es la vida. Os quiero.

A mis abuelos, Antonio y Argelia, Esteban y Visitación... que amaban el saber, eran unos optimistas incansables y tenían en mí una confianza ciega. Espero que estéis orgullosos. Os echo de menos.

ÍNDICE

RESUMEN	1
ABSTRACT	4
1.- INTRODUCCIÓN	7
1.1.- EL AJUSTE PASIVO	7
1.1.1.- Complicaciones biológicas y mecánicas.....	9
1.1.2.- Evaluación del ajuste pasivo.....	11
1.1.3.- Posibles causas del desajuste	14
1.1.4.- Cómo lograr un ajuste pasivo.....	17
1.2.- IMPRESIONES CONVENCIONALES EN IMPLANTO-PRÓTESIS	23
1.2.1.- Clasificación de las técnicas de impresión convencionales	24
1.3.- SISTEMAS DE CAPTACIÓN INTRAORALES.....	43
Consideraciones sobre los escáneres intraorales.....	52
Escáneres intraorales en prótesis fija sobre dientes.....	54
1.4.- OTRAS “TÉCNICAS DE IMPRESIÓN”	57
1.5.- FOTOGRAMETRÍA.....	59
1.5.1.- Introducción a la Fotogrametría	59
1.5.2.- La Fotogrametría en la actualidad	62
1.5.3.- La Fotogrametría en Odontología.....	63
1.5.4.- El sistema PIC dental.....	65
1.6.- EXACTITUD, PRECISIÓN Y VERACIDAD.....	71
1.7.- MÉTODOS DE EVALUACIÓN DE LAS TÉCNICAS DE IMPRESIÓN	74
2.- JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	80
2.1.- JUSTIFICACIÓN	80
2.2.- OBJETIVOS	81
2.2.1.- Objetivo general	81
2.2.2.- Objetivos específicos.....	82
3.- HIPÓTESIS DE TRABAJO.....	83
4.- MATERIAL Y MÉTODO.....	84
4.1.- FABRICACIÓN DE LOS MODELOS DE REFERENCIA	84
4.2.- ESCANEADO DE LOS MODELOS DE REFERENCIA.....	86
4.3.- PROCEDIMIENTOS DE TOMA DE IMPRESIONES.....	87

4.3.1.- Técnica convencional ferulizada con PVS	87
4.3.2.- Estereofotogrametría (Sistema PIC dental)	93
4.3.3.- Escaneado de los modelos obtenidos mediante técnica convencional.....	95
4.3.4.- Obtención de datos (coordenadas y angulaciones) a partir de los archivos STL	98
4.3.5.- Variables estudiadas.....	100
4.3.6.- Análisis estadístico	100
4.3.7.-Dificultades y limitaciones del estudio.....	102
5.- RESULTADOS.....	105
5.1.- ESTUDIO DE LA VERACIDAD	105
5.1.1.- Resultados por modelo e implante	111
5.1.2.- Veracidad en relación con la angulación y la conexión.....	113
5.2.- ESTUDIO DE LA PRECISIÓN	115
5.2.1.- Precisión por modelos	115
5.2.2.- Precisión global	118
5.3.- ANÁLISIS DE LAS DISTANCIAS ENTRE IMPLANTES.....	121
5.3.1.- Comparación por distancias y modelos	123
5.3.2.- Error absoluto de distancia.....	126
5.3.3.- Error relativo de distancia	130
5.4.- ANÁLISIS DEL ERROR ANGULAR.....	132
5.4.1.- Resultados por modelo e implante	135
5.4.2.- Resultados por modelo.....	137
5.4.3.- Error angular en relación con la angulación y la conexión.....	139
6.- DISCUSIÓN	140
6.1.- SOBRE MATERIAL Y MÉTODO	140
6.1.1.-Número de implantes	140
6.1.2.- Tipo de implante	140
6.1.3.- Modelos maestros	141
6.1.4.- Técnica de impresión convencional ferulizada.....	141
6.1.5.- Tamaño muestral y tolerancia permitida	143

6.1.6.- Comparación entre técnicas	145
6.2.1.-Desviaciones angulares	153
6.2.2.- Influencia de la angulación de los implantes	155
6.2.3.- Influencia de la conexión	160
7.- CONCLUSIONES	162
8.- BIBLIOGRAFÍA	164
9.- ANEXOS	195
Índice de figuras	195
Índice de tablas	198
Excel con datos para análisis estadístico	200
Análisis de la normalidad	209
Intervalos de confianza	212
Certificado de calibración de la CMM	218
Informe de la CMM	222

RESUMEN

TÍTULO: Estudio comparativo *in vitro* de la exactitud en la toma de registros para prótesis sobre implantes de arcada completa mediante técnica convencional ferulizada y estereofotogrametría. Influencia de la angulación y tipo de conexión.

INTRODUCCIÓN: Las impresiones suponen un paso de relevancia en las rehabilitaciones con implantes. La importancia de intentar obtener un correcto ajuste pasivo ha sido enormemente difundida; sin embargo aún se desconoce el nivel exacto de ajuste que se corresponde con un tratamiento biomecánica y biológicamente exitoso. Los avances en la fabricación de estructuras (sistemas CAD/CAM) y aquellos relacionados con los materiales y técnicas de impresión han reducido enormemente las distorsiones de las estructuras. Estudios recientes muestran que los escáneres intraorales puede ser tan exactos como las técnicas de impresión ferulizadas en puentes cortos. Sin embargo, los resultados no son tan buenos en impresiones sobre implantes de arcada completa. La aparición en 2010 de un sistema extraoral (PIC® dental) de uso exclusivo con múltiples implantes podría ser un paso más hacia la consecución de estructuras implanto-soportadas con discrepancias imperceptibles.

OBJETIVOS: El propósito del presente estudio *in vitro* fue comparar digitalmente la exactitud 3D (en términos de precisión y veracidad) de impresiones sobre implantes de arcada completa obtenidas con una técnica basada en la fotogrametría (PIC® dental) frente a una técnica de cubeta abierta ferulizada, con polivinilsiloxano, y determinar si el tipo de conexión (externa/interna) y la angulación relativa de los implantes podría afectar esos parámetros.

MATERIAL Y MÉTODO: Se fabricaron cuatro modelos maestros con resina termopolimerizable y seis análogos de implantes compatibles con 3i Osseotite® y 3i Certain®, representando distintas situaciones clínicas en el maxilar: 1) conexión externa, implantes paralelos [CE-P], 2) conexión externa, implantes

angulados [CE-A], 3) conexión interna, implantes paralelos [CI-P], y 4) conexión interna, implantes angulados [CE-A]. Esos modelos fueron medidos con una máquina de medición de coordenadas (CMM, Global Evo, Hexagon) de alta precisión para obtener los datos a utilizar como referencia o “valor real”. Se realizaron diez impresiones (N=10) de cada modelo maestro con cada una de las dos técnicas estudiadas. Todos los modelos de escayola (40) obtenidos con la técnica ferulizada, tras el vaciado, fueron escaneados con un escáner de laboratorio (Idéntica Light, Medit Corp.) para obtener sus archivos digitales (.stl) correspondientes. El sistema PIC proporciona ese tipo de archivos directamente tras la captura con la PIC Cámara. Los conjuntos de datos obtenidos de las dos técnicas fueron superpuestos con los de referencia para evaluar las desviaciones tridimensionales. También se midieron las desviaciones angulares y las diferencias entre doce distancias euclídeas seleccionadas.

RESULTADOS: Los resultados muestran diferencias significativas entre técnicas en veracidad y precisión. Las desviaciones 3D medias respecto a la referencia fueron de $37'68 \pm 21'38 \mu\text{m}$ para PIC y $21'56 \pm 19'88 \mu\text{m}$ para la técnica ferulizada, ambas dentro de tolerancia clínica. La precisión del método fotogramétrico fue de $27'56 \pm 15'99 \mu\text{m}$ vs $22'83 \pm 14'75 \mu\text{m}$ (técnica ferulizada). El tipo de conexión y la angulación de los implantes no afectó la veracidad de ninguna de las técnicas, pero ambos factores influyeron significativamente en la precisión del sistema PIC, mostrando éste mejores resultados con conexión interna y en implantes angulados. Cabe destacar que el tamaño de la diferencia ($< 6 \mu\text{m}$) hace que no se le atribuya relevancia clínica. Las desviaciones angulares fueron significativamente diferentes entre técnicas ($0'29^\circ \pm 0'20^\circ$ vs $0'14^\circ \pm 0'12^\circ$), presentando la técnica ferulizada las menores desviaciones. El tipo de conexión influyó en esta distorsión, pero no la angulación de los implantes.

CONCLUSIONES: Dentro de las limitaciones de este estudio *in vitro* las impresiones de arcada completa realizadas con la técnica convencional ferulizada fueron significativamente más exactas que las obtenidas con PIC® dental. Sin embargo, la magnitud de las diferencias fue inferior a 16 μm . Por ello, consideramos que ambas técnicas podrían emplearse en arcadas completas con implantes ya que sus desviaciones se encuentran por debajo de las 50 μm consideradas como clínicamente permisibles. Se necesitan más estudios en esta línea de investigación para corroborar los resultados obtenidos.

ABSTRACT

TITLE: An *in vitro* comparative study of the accuracy of stereophotogrammetry and the splinted open-tray technique in full-arch implant impressions. Influence of implant angulation and type of connection.

INTRODUCTION: Dental impressions represent a major step in implant rehabilitations. The importance of trying to obtain a passive fit of the superstructures has been widely spread, although it's still unknown the exact level of misfit which corresponds to biomechanical and biological success. Advances in the fabrication of structures (CAD/CAM technologies) and those related to impression materials and techniques have reduced distortions immensely. Recent studies show that intraoral scanners can be as accurate as the splinted impression technique in short span prostheses. Nevertheless, results are not that good when referred to full-arch implant impressions. The appearance in 2010 of an extraoral technique (PIC® dental) for exclusive use with multiple implants could be another step towards implant-supported structures with imperceptible discrepancies.

OBJECTIVES: The aim of this *in vitro* study was to digitally compare the 3D accuracy (*trueness* and *precision*) of full-arch implant impressions obtained from a technique based on stereophotogrammetry (PIC® dental) and a conventional splinted open-tray impression technique with polivinilsiloxane, and determine if the type of connection (external/internal) and the relative angulation of implants could affect those parameters.

MATERIAL AND METHOD: Four master casts were fabricated in thermopolymerizing acrylic resin with six implant analogs (compatible with 3i Osseotite® and 3i Certain®) representing different clinical situations in the maxilla: 1) external connection, parallel implants [EC-P], 2) external connection,

angulated implants [EC-A], 3) internal connection, parallel implants [IC-P], and 4) internal connection, angulated implants [IC-A]. They were then measured using a high-precision *coordinate measuring machine* (CMM, Global Evo, Hexagon) to register the data to be considered as reference or true value. Ten impressions of each of the master models were taken with each of the studied methods (N=10). All the plaster models (40) obtained from the splinted open-tray technique were scanned using a laboratory scanner (Identica Light, Medit Corp.) to obtain the correspondent digital files (.stl). PIC® dental provided these files directly after capturing the implant positions with its PIC Camera. Datasets from the two test groups (PIC and splinted technique) were superimposed with the dataset from the master cast to assess the tridimensional deviations. The angular deviations of the implants were also measured, as well as the differences between 12 selected euclidean distances.

RESULTS: The results showed a significant difference in trueness and precision between techniques. Mean 3D deviations from the reference were found to be $37'68 \pm 21'38 \mu\text{m}$ for PIC and $21'56 \pm 19'88 \mu\text{m}$ for the conventional method, both within clinical tolerance. Precision for the photogrammetric method was found to be $27'56 \pm 15'99 \mu\text{m}$ vs $22'83 \pm 14'75 \mu\text{m}$ (splinted technique). Type of connection and angulation of the implants did not affect the trueness of either of the two techniques, but both factors did significantly affect the precision of the PIC system, which showed better results with angulated implants and internal connection. It must be noted, though, that the size of the difference ($< 6 \mu\text{m}$) makes the effect clinically irrelevant. Angular deviations were significantly different between techniques ($0'29^\circ \pm 0'20^\circ$ vs $0'14^\circ \pm 0'12^\circ$) with less deviation corresponding with the splinted technique. The type of connection slightly affected these deviations, but not implant angulation.

CONCLUSIONS: Within the limitations of this *in vitro* study full-arch impression using the splinted open-tray technique were significantly more accurate than digital impressions with PIC® dental, although the magnitude of the differences was less than 16 µm. Both techniques could be used for full-arch restorations, for their deviations are well within the recommended tolerance value of 50 µm. More studies are needed into this line of investigation to corroborate these results.

1.- INTRODUCCIÓN

El éxito de los tratamientos rehabilitadores sobre implantes depende de muchos factores entre los que se encuentran un correcto diagnóstico del caso, una técnica quirúrgica cuidada, factores inherentes al propio paciente ... y así hasta llegar a un paso de gran relevancia para el resultado final como es la toma de impresiones. Esta fase consiste en el registro, tanto de la posición de los implantes como de otros tejidos de la cavidad oral, y su posterior transferencia a un modelo (físico o virtual) sobre el que poder trabajar para fabricar las restauraciones sobre implantes, sean éstas provisionales o definitivas. Un fallo durante esta etapa puede llevar al desajuste de la prótesis y, a medio plazo, a problemas biomecánicos (e infecciosos) capaces de provocar incluso el fracaso del tratamiento implantológico.

1.1.- EL AJUSTE PASIVO

La importancia del ajuste pasivo ha sido analizada en numerosos estudios y han sido muchos los avances destinados a mejorar las técnicas de fabricación de estructuras para conseguir dicho ajuste. Se entiende por ajuste pasivo “la situación de tensión cero entre la superficie del pilar o implante y la de la estructura, sin que se produzcan fuerzas desfavorables”¹. Según esta definición existirá ajuste pasivo cuando, al atornillar una estructura a múltiples implantes, no se generen cargas estáticas y tensiones en la prótesis ni en la matriz ósea circundante^{2,3}. Su relevancia en la supervivencia del tratamiento con implantes radica en que éstos se encuentran unidos rígidamente al hueso, sin interposición de un ligamento periodontal como ocurre con los dientes y que permitiría amortiguar tensiones leves. De hecho, este tejido conectivo blando, vascularizado y celular permite movimientos de 25 a 30µm³ en sentido vertical y de 56 a 108 µm lateralmente^{3,4,5} de los dientes pero, debido a su ausencia en la interfase implante-hueso, un implante sólo puede desplazarse entre 3-5µm

verticalmente y $10-50 \mu\text{m}^5$ en dirección vestibulo-lingual, por lo que cualquier desajuste que cause tensión sobre él será transmitido de forma más directa al tejido óseo pudiendo provocar su reabsorción. Además, un desajuste entre los implantes y la prótesis crea un *gap* o espacio en el que las bacterias pueden asentarse llegando a dar lugar a una patología infecciosa que acabe, igualmente, afectando al hueso subyacente. Y es que la microfiltración bacteriana podría provocar alteraciones inflamatorias en los tejidos peri-implantarios.

No existe un claro consenso sobre los valores de desajuste tolerables en la unión prótesis-implantes. En los años 80 Branemark estipuló que no podía tolerarse un desajuste superior a $10 \mu\text{m}$ porque sería incompatible con la osteointegración⁶, aunque hoy se sabe que muchos componentes manufacturados no alcanzan ese nivel de ajuste. Klinberg y Murray (1985) afirmaron que un *gap* de $30 \mu\text{m}$ sería aceptable siempre que no afectase a más del 10% de la circunferencia del implante². En los años 90, Jemt estableció el límite de las $150 \mu\text{m}$ como necesario para evitar complicaciones a largo plazo⁷, mientras otros autores seguían considerando como límite $30 \mu\text{m}$ ⁸ y afirmando que odontólogos experimentados son capaces de detectar esa discrepancia en la prueba de estructura. En la actualidad se considera clínicamente aceptable una discrepancia de $30-100 \mu\text{m}$ ⁹, aunque se han logrado ajustes casi perfectos en coronas unitarias que encajarían en los criterios originales de Branemark¹⁰. Se ha visto, en estudios llevados a cabo con el método de elementos finitos, que un ajuste correcto distribuye las fuerzas masticatorias sobre los implantes de forma más equilibrada¹¹ y que la carga cíclica de las estructuras (al menos *in vitro*) produce cambios en el ajuste, de tal forma que los *gaps* se reducen de forma significativa cuando la carga se aplica en la zona anterior, si bien estos cambios no se producen si la carga se aplica en las extensiones posteriores¹².

Fit/misfit	Before screw tightening: ¹⁸ Gap size at the interface (vertical and horizontal)	During screw tightening or loosening: ¹⁴ Rotation (°) to final load (+ screw torque monitoring)	After screw tightening: ⁴⁰ Strains in the pontic	Fabrication feasibility and clinical acceptance
Perfect	0 μm	Small final rotation ° (Screw torque initial: low, final: steep increase)	0 $\mu\text{m}/\text{m}$	Theoretical
(Very good)	< 25 μm		< 25 $\mu\text{m}/\text{m}$	3-unit IFD
Good	< 50 μm	< 45° final rot.	< 50 $\mu\text{m}/\text{m}$	4-9-unit IFD
Fair	50–100 μm		50–100 $\mu\text{m}/\text{m}$	Complete IFD
Moderate	100–150 μm		100–150 $\mu\text{m}/\text{m}$	Not acceptable
Poor	> 150 μm	> 90° final rot.	> 150 $\mu\text{m}/\text{m}$	Not acceptable
(Very poor)	> 200 μm	Great final rotation ° (Screw torque initial to final: constantly high and increasing)	> 200 $\mu\text{m}/\text{m}$	Not acceptable

Tabla 1. Clasificación del desajuste propuesta por Katsoulis (2017) en virtud de las técnicas de fabricación de estructuras actuales y estudios recientes^{13(p124)}

Aunque existen otros factores que pueden afectar al ajuste pasivo como la extensión de la prótesis, su método de fabricación, el tipo de conexión... no cabe duda de que la toma de impresiones como primer paso para la obtención de un modelo maestro fiel a la situación clínica, es una fase fundamental para su consecución.

1.1.1.- Complicaciones biológicas y mecánicas.

Una reciente revisión sistemática llevada a cabo por Abduo encontró que, a pesar de que el pensamiento más generalizado es esperar efectos biológicos negativos provocados por la falta de ajuste pasivo, ninguno de los estudios de laboratorio ni los estudios con animales revisados soportan esta asunción¹⁴. De hecho incluso se han observado, dentro de unos límites, beneficios tras el desplazamiento de implantes provocado por el torque, como son mayor deposición ósea y una mejora a largo plazo del ajuste. Diversos estudios en animales, con colocación de prótesis con distintos grados de desajuste, no han demostrado complicaciones biológicas asociadas, quizás porque no pueden compararse con los humanos o bien porque no se llegaron a cargar las prótesis y el periodo de estudio fue corto^{15,16}. En los estudios de Carr (1996) los primates respondieron biológicamente igual, y de forma positiva, a discrepancias de 38 μm y nueve veces superiores¹⁵. Michaels estudió estructuras desajustadas en implantes colocados en tibia de conejo y no encontró evidencia clínica,

radiológica ni histomorfométrica de fallo en la integración de los implantes a los tres meses de la carga¹⁶. Estos resultados concuerdan con los de Jemt (2000), quien además encontró signos histológicos de remodelación ósea en positivo e incluso creación de hueso en respuesta al estrés creado¹⁷, si bien las muestras se obtuvieron a las 2-3 semanas de colocar la estructura con lo que es una respuesta a muy corto plazo. El mismo autor, utilizando fotogrametría pudo cuantificar una flexión del hueso de hasta 100 μm en situaciones de carga estática de estructuras sobre tres implantes con 1 mm de desajuste, en el momento de la conexión de la estructura. La significación clínica de este hallazgo se desconoce pero podría influir en el remodelado óseo que se produce durante el primer año de carga de los implantes¹⁸. Por tanto, los estudios con animales parecen indicar de forma clara que el hueso alrededor de los implantes tiene una capacidad inherente de tolerar la carga estática, incluso en grandes desajustes.

En humanos, los resultados obtenidos van en la misma línea, ya que en prótesis colocadas en boca con discrepancias de hasta 245 μm se ha observado supervivencia de las prótesis y los implantes a medio plazo, en ausencia de complicaciones biológicas y también mecánicas¹⁹. Por tanto, aunque es cierto que el hueso se remodela alrededor de los implantes, no se ha podido correlacionar la pérdida de hueso con el desajuste. Cehreli midió las máximas tensiones generadas en estructuras mal ajustadas atornilladas sobre cuatro implantes y observó que no superaron el umbral de los 300 μe , lo cual se encontraría dentro de los límites fisiológicos del tejido óseo²⁰. Hasta ahora, no se ha documentado ningún fracaso implantológico directamente relacionado con una estructura no pasiva.

En cuanto a los efectos mecánicos del desajuste (aflojamiento o fractura de los tornillos de la prótesis, microfisuras de la porcelana o fractura de otros componentes del sistema), sí se ha establecido que las estructuras con mejor ajuste están asociadas con menores tensiones en las estructuras, implantes, pilares y tornillos, ya que se requiere menos fuerza para cerrar el gap estructura-implante. Los tornillos pueden llegar a cerrar discrepancias marginales de hasta

500 μm ¹⁴. Aunque se puede pensar que las estructuras más rígidas (por ejemplo, de cromo-cobalto) distorsionan menos que las de menor rigidez, se ha observado que en desajustes verticales de hasta 100 μm no hay diferencia, aunque sí que existe en los estreses transmitidos a las estructuras, que son mayores cuanto mayor es la rigidez del material. La afirmación de que un desajuste de la estructura se asocia con mayores complicaciones no ha podido ser confirmada tampoco puesto que, aunque las técnicas CAD/CAM producen prótesis con mejor ajuste que las coladas, los autores no hallaron diferencias en cuanto a las complicaciones. Sin embargo, sí se confirma que los tornillos de retención son la parte más débil del sistema y su vulnerabilidad aumenta con el grado de desajuste. Por tanto, el aflojamiento puede ser una complicación del desajuste provocado, pero una falta de ajuste mínima y razonable (según palabras de los autores) no está necesariamente asociada a una tasa de aflojamiento mayor. Finalmente, aunque en pocos de los estudios revisados las prótesis fueron sometidas a carga y, por tanto, podría pensarse que es en ese momento cuando aparecerían las complicaciones de ambos tipos ya que las fuerzas y tensiones aumentan durante la función, la existencia de numerosos estudios clínicos detallando el éxito a medio y largo plazo de rehabilitaciones completas y parciales hace difícil asumir que la carga funcional llegue a incrementar el estrés sobre el hueso hasta niveles dañinos.

En resumen, aunque el desajuste de una estructura altera la situación biomecánica, la revisión de artículos no ha podido confirmar secuelas biológicas negativas. Biológicamente, no está demostrado que se produzca reabsorción ósea como consecuencia de la falta de ajuste. Desde una perspectiva mecánica, el estrés sobre la estructura y los tornillos sí aumenta con el desajuste², así como la inestabilidad, pero el significado clínico de estos hallazgos sigue sin estar claro¹⁴.

1.1.2.- Evaluación del ajuste pasivo

Existen diversas técnicas para evaluar la presencia o ausencia de ajuste pasivo en una estructura^{2,21,22}. En general resulta difícil detectar clínicamente el

desajuste ya que va a depender de la subjetividad del profesional. La validez de la evaluación clínica del ajuste puede verse afectada por múltiples factores como el número de implantes y su distribución, la rigidez del material, la capacidad del tornillo para cerrar el gap, la localización del margen, la iluminación, la agudeza visual, la presencia de magnificación, el ángulo de visión y la experiencia del clínico²². Cada procedimiento tiene sus ventajas y limitaciones.

1. Presión digital alternativa (Henry, 1987): para observar si la estructura se levanta del lado contrario al presionar en un extremo o si aparecen burbujas de saliva alrededor del gap de desajuste. Es difícil de comprobar si los márgenes están subgingivales o la estructura es corta²³.
2. Visión directa y sensación táctil al utilizar la punta de la sonda. Sólo se podrán detectar desajustes mayores de 60 μm y en conexiones que queden yuxta- o supragingivales. Depende de la habilidad del profesional.
3. Radiografías periapicales, lo más perpendiculares posible. Sería ideal que la técnica estuviera estandarizada y se utilizase un paralelizador, ya que una angulación del tubo de rayos X superior a 10° dificulta la evaluación subjetiva del ajuste, sobre todo en conexiones cónicas¹³.
4. Test de Sheffield (White, 1993): se atornilla el tornillo de un extremo y se valora la presencia de desajuste en las demás localizaciones (fig.1). Si no se produce puede considerarse que la estructura tiene un ajuste pasivo suficiente. El problema de este test es que las discrepancias no se detectan en las tres dimensiones y pueden quedar enmascaradas si ocurren en el plano horizontal^{22,23}.



Figura 1. Test de Sheffield

5. Test de resistencia al atornillado. Se comprueba si el asentamiento de la estructura y el torque del tornillo se consiguen bruscamente, sólo con media vuelta, o si es preciso apretar de forma progresiva hasta notarlo. Esto último indicaría la presencia de fricción y desajuste²⁴. Con el fin de evaluarlo se ha propuesto la medición de la curva de torque de apretamiento de los tornillos utilizando motores de fresado, como el Osseocare™ (Nobel Biocare®)²⁵. Hay que tener en cuenta que esta técnica se describió para el apretamiento de los tornillos de oro de Nobel Biocare®, apretados a 10-15N, con lo que no debería extrapolarse a otras marcas²².
6. Materiales reveladores de zonas de presión como, por ejemplo, silicona (Fit Checker™, GC), sprays con polvo, pastas reveladoras de presión, cera (Disclosing Wax™, Kerr Corp.), etc. Indican falta de ajuste si aparecen entre los implantes y la estructura. Otros *materiales de grosor conocido* en micras, como la seda dental sin encerar (12 µm), el espaciador metálico en láminas de 10-12 µm de Artus (The Artus Corp.®, New Jersey, USA) o tiras transparentes de poliéster (40 µm) también pueden emplearse con este fin²².



Figura 2. Fit Checker™ utilizado para comprobar ajuste^{22(p12)}

7. Sistemas de cuantificación tridimensionales como la CMM (*Coordinate measuring machine*) extraoral o la fotogrametría. Estos sistemas pueden evaluar discrepancias de hasta 10 µm aunque hay autores que

recomiendan que, para esta finalidad, se usen en combinación con otros métodos.

8. Otros métodos *in vitro*: análisis por elementos finitos, análisis con medidor de tensión, análisis del estrés fotoelástico o medición con microscopía.

1.1.3.- Posibles causas del desajuste

- Tolerancia mecánica entre los componentes: los niveles de tolerancia del pilar, el tornillo y el implante juegan un rol importante en la conexión implante-pilar y se refieren al límite o límites de variación permitidos al desvío de la dimensión física de una dimensión nominal. Por ejemplo, definen el espacio posible entre dos componentes conectados (pilar y cofia de impresión, o cofia de impresión y análogo) y podrían ser considerados una fuente de desajuste, que puede variar entre 22-100 μm ^{2,26}. Kim²⁷ estudió la tolerancia del mecanizado de los componentes implantológicos y encontró valores de $31'1 \pm 15'5 \mu\text{m}$ entre el pilar y la cofia de impresión y de $30'4 \pm 15'6 \mu\text{m}$ entre la cofia y el análogo (pilar multiunit, Nobel Biocare®), cuya suma podría dar más de 61 μm de tolerancia mecánica para un único implante. Resultados similares obtuvo Rubinstein²⁸, con un rango de tolerancia horizontal entre 23'10- 51'70 μm . Este factor también tiene importancia cuando se escanea un modelo para realizar una estructura CAD/CAM. Stimmelmayer midió la discrepancia media de los scanbodies en los análogos de laboratorio obteniendo una media de $5 \pm 2'0 \mu\text{m}$ mientras que la obtenida sobre el implante original fue de $13 \pm 2'6 \mu\text{m}$, aunque a falta de más estudios con distintas casas de implantes circunscriben los hallazgos a los implantes Camlog²⁹.

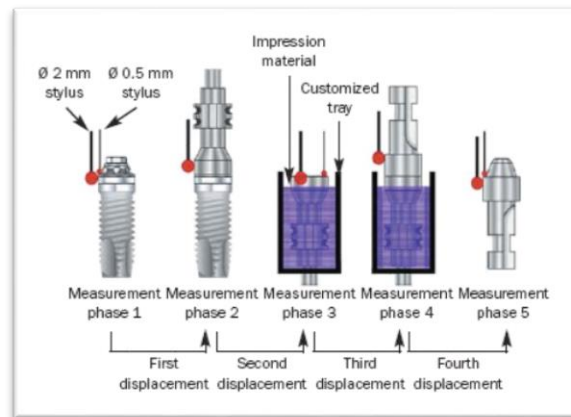


Figura 3. Representación esquemática de la sistemática de medición de la tolerancia mecánica realizada por Kim (2006)^{27(p750)}

- Ecuación de distorsión: es la suma de las distorsiones producidas a lo largo del proceso de fabricación de la prótesis, cuyas fases y factores a considerar dentro de las mismas son:

- *Toma de impresiones*: contracción o expansión (por absorción de agua) del material de impresión, técnica correcta (directa o indirecta), ferulización o no, angulación de los implantes, diseño y estado de las cofias de impresión, retirada correcta de la cubeta ... Parece existir una discrepancia inherente a la impresión sobre implantes del rango de las 50 μm^2 .

- *Fabricación del modelo maestro*: tolerancia mecánica y atornillado de los análogos, mezclado correcto de la escayola, tipo de escayola, vaciado correcto. El coeficiente de expansión de la escayola debe ser controlado para compensar la contracción del colado metálico al enfriarse. En general, la expansión de fraguado de la escayola de tipo IV alcanza el 0'1 %. Wise encontró que los modelos vaciados con un yeso de expansión ultra baja son más precisos que los vaciados con escayola piedra y que la precisión depende también de la distancia entre los análogos, siendo significativamente diferente entre 35 y 50 mm⁹.

- *Encerado de la estructura*: tolerancia entre los análogos y los cilindros de oro/calcinables/bases mecanizadas, distorsión de las ceras al calentarse

y enfriarse, experiencia del técnico... En general se consiguen mejores resultados encerando la estructura por secciones. Los patrones con resina de baja contracción de polimerización dan una mayor exactitud³⁰.

- *Fabricación de la estructura metálica*: tipo de revestimiento, distorsión en la fundición del metal, tipo de metal, tolerancia de los scanbodies (en caso de diseño CAD/CAM), precisión del escáner, etc. La expansión del revestimiento (0'2-0'5 %) debe calcularse para compensar la contracción del metal al ser colado, la cual varía según el tipo de aleación (1,4 - 1,6 %). En Implanto-prótesis las estructuras son más voluminosas que en prótesis fija convencional por lo que las distorsiones producidas por el colado serán mayores, sobre todo en arcadas completas. Por ello, suelen cortarse y ser soldadas por secciones.

- *Terminado de la prótesis definitiva*: distorsiones por la adición de porcelana o resina que pueden ser mayores en las restauraciones largas y curvas de toda o gran parte de la arcada. Los distintos coeficientes de expansión térmica del metal y la porcelana de recubrimiento podrían influir en estos cambios dimensionales²¹.

Los apartados anteriores hacen referencia a la fabricación de estructuras mediante colado de aleaciones metálicas que, aunque se sigue empleando en la actualidad, va perdiendo adeptos a favor de las técnicas de fabricación basadas en sistemas CAD/CAM, las cuales podrían mejorar el ajuste de las estructuras ya que logran evitar varios de los pasos de las técnicas convencionales. Sin embargo, también incluyen procedimientos susceptibles de incorporar distorsiones como podrían ser el uso de escáneres de laboratorio (con distinta resolución y exactitud), el tipo de fresadora y la estrategia de fresado, el estado de las fresas, la experiencia del técnico con el software, el diseño de la estructura, la presentación de los materiales, etc.

Con técnicas CAD/CAM pueden fresarse materiales como el titanio y la zirconia, ambos con características especiales. La zirconia se fresa generalmente a partir de bloques parcialmente sinterizados porque su consistencia es más blanda, lo cual facilita el mecanizado. Además se fresan estructuras previamente sobredimensionadas, ya que deben permitir compensar la contracción que se produce al somerterlas al proceso de sinterizado en horno, donde adquieren sus propiedades finales. El porcentaje de contracción es conocido y diferente según los fabricantes, y depende de la composición y homogeneidad de los bloques de zirconia. El fresado del titanio, por el contrario, requiere de máquinas fresadoras de gran potencia e irrigación, ya que es un material duro y su mecanizado genera calor por fricción. Ambos materiales se emplean para la rehabilitación de arcadas completas sobre implantes en forma de estructuras atornilladas, pero se conoce poco sobre la distorsión de tales estructuras. Al-Meraikhi et al (2018) han estudiado este fenómeno para un modelo de arcada completa con 4 implantes Nobel Active (Nobel® Biocare) simulando el concepto *All-on-Four* y realizando cinco estructuras con cada uno de estos materiales (titanio y zirconia). Según sus resultados existen distorsiones en estas estructuras pero no difieren significativamente entre los materiales. Las desviaciones tridimensionales medias del grupo de zirconia no superó las 70 μm y en el caso del titanio no fueron superiores a 90 μm , con lo que mostraron un ajuste comparable pero no un ajuste pasivo perfecto, de acuerdo a los autores³¹.

1.1.4.- Cómo lograr un ajuste pasivo

Para conseguir un correcto ajuste de las estructuras se han propuesto las siguientes acciones³²:

a) Realizar cada uno de los pasos del proceso de fabricación de forma cuidadosa y siguiendo las especificaciones del fabricante, para minimizar los errores acumulativos. Esto incluye un correcto manejo de los materiales, técnica cuidadosa, respetar los tiempos fraguado, etc.

Para el vaciado, por ejemplo, hay autores que proponen unir los análogos con resina fotopolimerizable para evitar su movilidad durante el vaciado³³. Sin embargo, otros abogan por colocar unos cilindros alrededor de los análogos con el fin de que la escayola de un primer vaciado no los alcance y, una vez fraguada, quitarlos y colocar un grosor de escayola controlada allí, reduciendo así el efecto de su expansión³⁴.

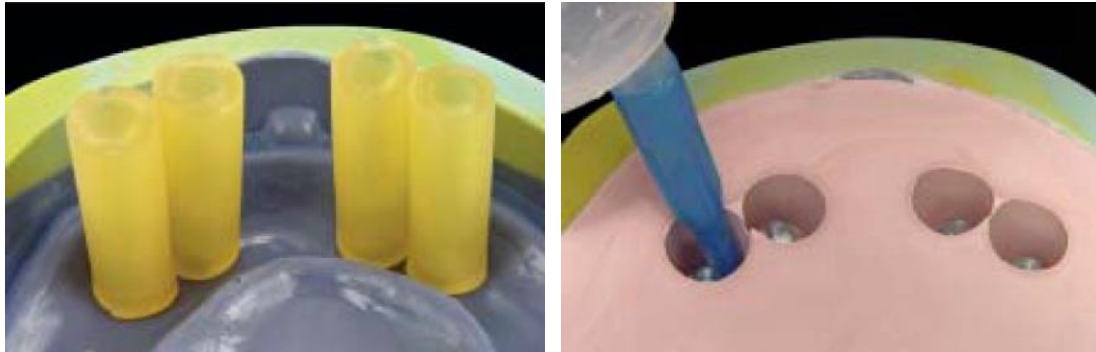


Figura 4. Tubos de látex ajustados alrededor de los análogos^{34(p30)}

Figura 5. Vaciado con escayola del área correspondiente a los análogos^{34(p30)}

b) *Guía de verificación del modelo maestro*. Para asegurar que el modelo maestro es exacto se construye sobre él una guía atornillada a todos los implantes, cuyo ajuste se comprobará en boca. Puede ser de resina autopolimerizable o metálica (de acero o colada/fresada en distintas aleaciones). Si se apreciase desajuste habría que cortarla y volver a unirla, para luego modificar el modelo maestro. Podría ser arrastrada con una nueva impresión o llevada directamente al modelo para modificar sobre él la posición del análogo desplazado.

Algunos métodos de verificación del modelo maestro son difíciles de fabricar mientras que otros encarecen el tratamiento y hacen uso de metales, resinas y materiales plásticos que podrían afectar la exactitud³⁵. Según Ness los acrílicos, al contraerse, modifican la posición de los cilindros metálicos que forman parte de la guía³⁰, aunque hay que tener en cuenta que incluso las estructuras metálicas seccionadas y cuyos fragmentos se vuelven a unir con una menor cantidad de acrílico pueden presentar desajustes medios de unas $57 \mu\text{m}$ ³⁶. Manzella propone la utilización de una guía de bajo coste y fácil de fabricar realizada con escayola, que se romperá si hay alguna tensión³⁵. Si se puede

atornillar en boca sin que se rompa él procede a realizar la estructura definitiva; si no, feruliza los fragmentos añadiendoacrílico, modifica los análogos que no estaban bien colocados en el modelo de trabajo y realiza una nueva guía. En el 100% de los casos clínicos expuestos por el autor esta segunda guía fue correcta y a continuación se realizaron estructuras con un buen ajuste pasivo. Este método no precisa verificación radiográfica y es rápido, aunque tiene como inconveniente el coste de los tubos metálicos para provisionales.

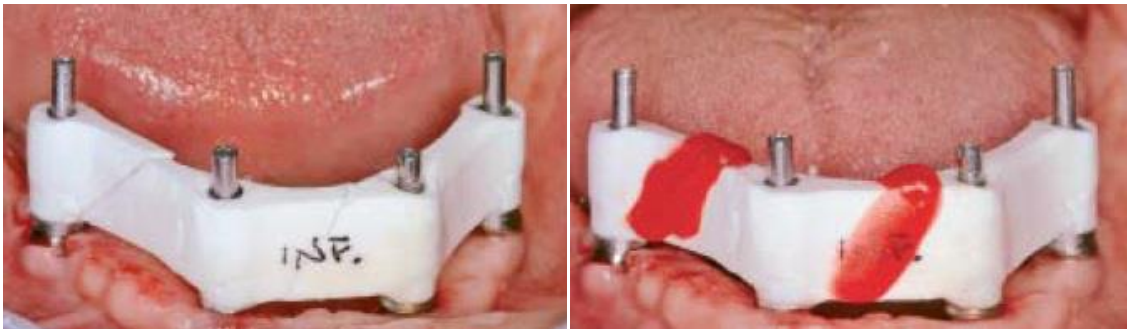


Figura 6. Guía de escayola fracturada en dos puntos, indicando desajuste^{35(p578)}

Figura 7. Guía de escayola ferulizada con Duralay^{35(p578)}

c) Fabricar la estructura por tramos y luego soldarla. Al realizar varias estructuras más cortas para luego unir las, la distorsión por fabricación es menor³⁷.

d) Si la estructura no ajusta al probarla en boca habría que cortarla, unir los fragmentos en boca conacrílico y soldarlos con láser en el laboratorio.

- Soldadura de gas inerte de tungsteno: esta técnica “usa el calor generado por un arco eléctrico que golpea entre un electrodo no consumible de tungsteno y la pieza de trabajo para fusionar metal en el área de unión y producir un conjunto de soldadura derretido”³⁸. El área del arco está cubierta por un gas reductor o inerte para proteger el conjunto y el electrodo. Este proceso produce soldaduras de muy alta calidad a través de un amplio conjunto de materiales con grosores que van de 8-10 mm.

- Soldadura láser. Normalmente se utiliza el láser Nd-YAG de pulso normal. Entre sus ventajas están las siguientes¹:

- Técnica rápida.
- Desprende poco calor, no alterando el metal en la zona de soldadura.
- Permite soldaduras precisas y con buena definición.
- Versátil y flexible, se pueden realizar modificaciones y reparaciones de las estructuras.

Sin embargo, su aplicación tiene limitaciones y precisa una gran inversión económica y conocimientos técnicos suficientes.

La técnica empleada en la soldadura puede afectar al ajuste pasivo. Barbi comparó el ajuste logrado en estructuras de cromo-cobalto con tres métodos diferentes: convencional (antorcha de gas), soldadura láser y soldadura por gas inerte de tungsteno. De acuerdo con sus resultados los tres métodos de unión son capaces de ferulizar con un desajuste marginal medio inferior a 100 μm , pero las estructuras soldadas con gas inerte de tungsteno son las que mostraron significativamente mejor ajuste³⁹.

e) Cementar en boca la estructura o la prótesis definitiva a los pilares por medio de piezas intermedias⁴⁰. Esto puede hacerse con resina y luego soldar los componentes en el laboratorio, o también podría cementarse en boca con cementos de composite.

f) Mecanizar las estructuras mediante técnicas CAD/CAM como el fresado o el sinterizado.

En el sinterizado, que es una técnica de adición, la estructura metálica se fabrica a partir de la aposición de capas de polvo metálico de aproximadamente 20-30 μm sobre las que se aplica un láser que permite unir las partículas entre sí siguiendo un patrón determinado, hasta completar la estructura diseñada.

El fresado es una técnica de fabricación por sustracción en la que, partiendo de un bloque en bruto, se obtiene la estructura deseada mediante el desprendimiento de virutas. Este procedimiento es llevado a cabo por fresadoras de entre 3 y 5 ejes, utilizando fresas de alta dureza. Se puede usar o no irrigación,

dependiendo de si los materiales son blandos (ceras, resinas, zirconia presinterizada) o duros (titanio, Cr-Co).

Ambas técnicas permiten mejorar el ajuste de forma significativa, como muestran varios autores. Real i Voltas obtuvo ajustes marginales de $8'41 \pm 3'92 \mu\text{m}$ y $15,94 \pm 10'60 \mu\text{m}$ en cofias de Cr-Co sinterizado y fresado, respectivamente, frente a las $109'60 \pm 27'85 \mu\text{m}$ resultantes de realizar la misma estructura colada⁴¹. Bhaskaran también observó un mejor ajuste ($10'52 \mu\text{m}$) en cofias de Cr-Co realizadas mediante sinterizado láser⁴² que el obtenido mediante colado ($45'36 \mu\text{m}$). Zhou constató igualmente que el colado proporciona peores valores de ajuste marginal que el fresado y el sinterizado para el mismo material. En su estudio, que comparó el ajuste de estructuras para cementar sobre 2, 3 y 4 pilares macizos sobre implantes, los mejores resultados los obtuvo con la técnica de fresado, seguida del sinterizado y, por último, el colado, observando que a mayor longitud de la estructura, mayor es el desajuste³⁷. Para dos unidades sus resultados fueron $21'13 \pm 3'47 \mu\text{m}$ (fresado), $24'85 \pm 4'09 \mu\text{m}$ (sinterizado) y $29'30 \pm 7'37 \mu\text{m}$ (colado), mientras que en los casos de 4 unidades los resultados fueron $44'44 \pm 8'61 \mu\text{m}$, $57'31 \pm 7'97 \mu\text{m}$ y $63'76 \pm 7'79 \mu\text{m}$, respectivamente.

Feature	Fabrication techniques		
	Casting ^a	Milling ^b	SLM
Time-consuming	High	Low	Low ^{1,14}
Wastes material	High	High	Low ^{1,14}
Wastes consumables	High	High	Low
Recycling of wasted material	Low	High	High ^{1,14,30}
Cost of equipment	Average	High ^{32,49}	High ¹
Productivity	Average	Average ³²	High ^{1,30}
Shaping ability	Acceptable	Acceptable ¹	High ¹
Accuracy/Precision	Acceptable	Acceptable ^{1,49}	High ^{1,14,36}
Product distortions	High	Low	Low ¹³
Porosity	High	Minimal	Minimal ^{1,13}
Mechanical properties	Acceptable	Acceptable ^{50,51}	Improved ^{1,3,8}
Internal fit	Acceptable	Acceptable ^{24,29}	Improved ^{12,25,26,29}
Bond strength ^c	Acceptable	Acceptable ⁵¹	Acceptable ^{15,17,30,48}
Corrosion resistance	Acceptable	Acceptable	Acceptable ^{15,28}

Tabla 2. Comparativa de distintas técnicas de fabricación en Cr-Co^{43(p331)}

g) Usar el maquinado por descargas eléctricas (EDM, electroerosión). Este método, útil para la fabricación de formas complejas en materiales de alta dureza y en situaciones con altas exigencias de precisión, se basa en la producción de descargas eléctricas, rápidas e intensas, generadas de forma precisa entre una

pieza de material conductor y un electrodo en un medio dieléctrico fluido. Las descargas generan burbujas de gas cuya presión aumenta hasta producir un área de plasma que llega a alcanzar 8.000-12.000 °C, lo que provoca que la superficie se funda. Al retirar la corriente eléctrica, “la bajada repentina de la temperatura ocasiona que la burbuja se colapse arrancando el material fundido de la superficie y dejando un minúsculo cráter. El material erosionado se resolidifica en el dieléctrico en forma de pequeñas esferas y es removido por éste”⁴⁴. Este sistema permite lograr estructuras con ajuste pasivo independientemente del metal o la aleación utilizados, y también realizar modificaciones posteriores una vez terminadas. Su principal problema es su elevado coste económico¹.

h) Sistema Cresco^{1,45,46}. En este sistema se fabrica una estructura colada convencional, directamente a los implantes, sin pilares intermedios. Esta estructura se estabiliza sobre los análogos con tornillos de retención, que no se aprietan. Debido a las distorsiones del colado no ajustará perfectamente. Entonces se añade cera a la unión análogo-metal para evitar la movilidad de la estructura y se eliminan los tornillos de retención. El modelo se coloca después en el anillo de montaje superior de una unidad de fijación, que se parece a un articulador y permite conservar la relación vertical y horizontal entre el modelo maestro y la estructura confeccionada. Éste va bajando hasta que la estructura contacta con la escayola de montaje previamente colocada en el anillo de montaje inferior. Tras el fraguado de ésta se elimina la cera y la estructura queda fijada a la base inferior. A continuación se atornillan unos cilindros de titanio a los análogos del modelo y se cortan en el plano horizontal justo por encima del tornillo de fijación. La estructura se corta de la misma forma y al mismo nivel. Después se junta la estructura con los cilindros de titanio y se lleva a cabo su soldadura para dar lugar a una única estructura con ajuste pasivo. Si bien no se han encontrado estudios que cuantifiquen las diferencias con respecto a otras metodologías, varios estudios longitudinales a medio plazo demuestran que el comportamiento de las estructuras coladas de arcada completa, corregidas por el método Cresco™, se comportan sin complicaciones clínicas⁴⁵⁻⁴⁷.

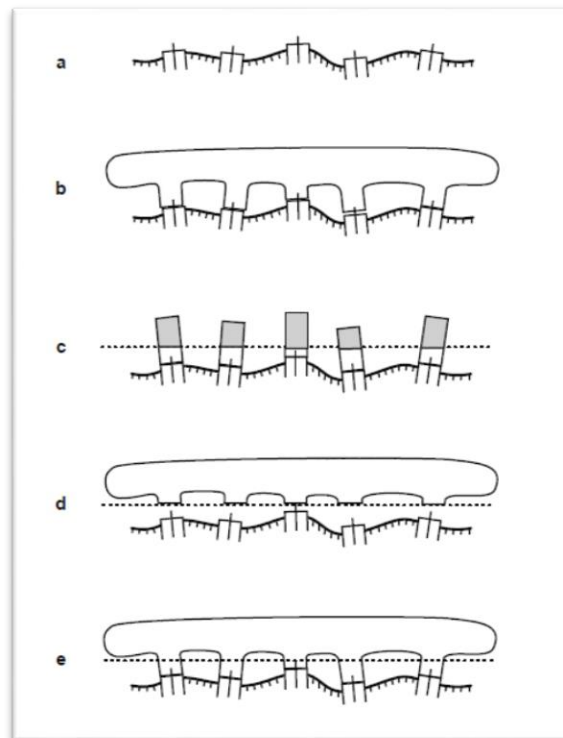


Figura 8. Representación esquemática del Sistema Cresco^{46(p191)}

Los antecedentes de este sistema pueden encontrarse en la técnica descrita por Jemt (1992) para fabricar armazones de titanio a base de cilindros pre-mecanizados y barras preformadas unidas por soldadura laser⁴⁸.



Figura 9. Barra de titanio soldada a cilindros, de distintas alturas, del mismo material^{48(p178)}

1.2.- IMPRESIONES CONVENCIONALES EN IMPLANTO-PRÓTESIS

Según Heckmann et al, alrededor del 50% de la distorsión total que tendrá una estructura al finalizar su construcción se debe a la toma de impresión y su vaciado, mientras que el 50% restante derivará del resto de fases de fabricación

de la prótesis que se llevan a cabo en el laboratorio⁴⁹. De ahí la enorme importancia de este procedimiento en la consecución de una prótesis definitiva con ajuste pasivo, biomecánica y funcionalmente correcta.

En lo que a técnicas de impresión se refiere se han probado distintos materiales (poliéteres, hidrocoloides, polivinilsiloxano, escayolas), tipos de cubetas, técnicas de ferulización... todo ello con el propósito de aumentar la exactitud de los modelos de trabajo y, consecuentemente, el ajuste de las prótesis fabricadas sobre los mismos. Actualmente, el alto desarrollo de las técnicas CAD/CAM y la disponibilidad de varios métodos de captación digitales en el mercado parecen acercarnos a una época de discrepancias imperceptibles.

1.2.1.- Clasificación de las técnicas de impresión convencionales

- A. Según el material empleado (poliéter, polivinilsiloxano, escayola, etc)
- B. Según el método de transferencia empleado (arrastre o reposicionamiento)
- C. Según el tipo de cubeta (abierta o cerrada)
- D. Según la técnica de ferulización

A.- Según el material empleado

Para la toma de impresiones en Odontología se comercializan diversos materiales. Sin embargo, no todos son de utilidad en Implanto-prótesis.

MATERIALES INELÁSTICOS	MATERIALES ELÁSTICOS
Godiva Escayola de impresión Óxido de zinc-eugenol	Agar-agar (hidrocoloide reversible) Alginato (hidrocoloide reversible) Polisulfuros* Siliconas de condensación* (SC) Poliéteres* (PE) Siliconas de adición* (polivinilsiloxanos, PVS) Vinilsiloxaneter* (VSXE)

Tabla 3. Materiales de impresión⁵⁰⁻⁵². Los materiales con (*) son los llamados "Elastoméricos".

Las características ideales de un material de impresión para prótesis sobre implantes son:

- Buena plasticidad antes de la toma de impresión⁵¹
- Fluidez suficiente para reproducir los detalles finos en un ambiente húmedo⁵⁰
- Capacidad de humectar los tejidos orales
- Exactitud dimensional⁵⁰
- Elasticidad completa tras la polimerización⁵¹
- Buena estabilidad dimensional
- Rigidez óptima⁵⁰
- Compatibilidad con el material de vaciado⁵⁰
- Fácil de usar por el operador^{50,51}: fácil de mezclar, con corto tiempo de fraguado y mayor tiempo de trabajo. Hoy se utilizan mucho los sistemas de automezclado que eliminan el riesgo de no utilizar exactamente la misma cantidad de base y catalizador y ahorran tiempo⁵³.
- Tolerable para el paciente⁵¹. No debería tardar mucho tiempo en fraguar y no tendría que ser tan fluido que se escape de la cubeta.
- Seguro para el paciente⁵⁰
- Buenas cualidades organolépticas⁵¹
- Que se puedan desinfectar sin que se altere su exactitud ni estabilidad dimensional⁵¹
- Económicamente viable^{50,51}

Propiedades de los materiales de impresión

Exactitud: Los materiales no sólo han de reproducir bien los detalles sino ser capaces de transmitir esa definición al modelo definitivo. Según la ADA (*American Dental Association*) los materiales elastoméricos deben reproducir detalles finos de 25 µm o meno⁵⁴. Cuanto más baja es la viscosidad, mayor es la contracción de polimerización⁵⁰. Por tanto, la viscosidad afecta a la capacidad

para reproducir el detalle, de tal forma que los de alta viscosidad (*putty* o *heavy-body*) no son tan finos como los de baja (*light-body*) y sólo se requiere que reproduzcan $75 \mu\text{m}$ ⁵⁴. En definición del detalle los mejores materiales son las siliconas de adición (polivinilsiloxanos, PVS), mientras que los hidrocoloides reversibles son los peores.

Recuperación elástica: Es la habilidad del material para recuperar su forma después de la desinserción. Ningún material de impresión es 100% eficiente, pero los PVS consiguen una recuperación del 99'8% frente a valores inferiores de otros materiales, por lo que se consideran los mejores para realizar varios vaciados⁵⁵.

Estabilidad dimensional: es la capacidad de mantener sus dimensiones exactas a lo largo del tiempo. Está relacionada con la interacción del material con el ambiente (por ejemplo, afinidad por el agua) y su reacción química de polimerización (pueden liberar productos de desecho y que esto altere sus dimensiones).

Fluidez: Los materiales de impresión necesitan ser capaces de fluir para reproducir los detalles. Por eso, la mayoría de las casas proporcionan presentaciones fluidas en jeringa. El material de alta viscosidad, que aporta rigidez a la impresión, se coloca en la cubeta y ayuda a presionar el material de baja viscosidad. Éste será el responsable de reproducir los detalles⁵⁴, pero al tener mayor fluidez sufrirá una mayor contracción de polimerización. Por esto debería emplearse la menor cantidad posible de silicona fluida⁵⁵. Hoy estos materiales son también *tixotrópicos*, o sea, que son viscosos en condiciones normales pero menos si se les somete a presión o se agitan. Así, los materiales fluidos se quedan en el diente al aplicarlos con la cánula pero fluyen cuando la silicona *putty* los presiona.

Actualmente existen materiales monofásicos; siliconas de consistencia media que parecen tener una exactitud similar, pero carecen de la rigidez de los

materiales más densos y de la capacidad de fluir por los surcos que tienen los de consistencias más fluidas.

Flexibilidad: los poliéteres son relativamente rígidos lo que puede causar problemas al tomar impresiones en dientes comprometidos periodontalmente o podría provocar que se rompieran partes de los modelos al retirarlos de la impresión, una vez endurecida la escayola. Esta rigidez se valora positivamente cuando se pretende evitar que exista una deformación del material por la expansión de fraguado de las escayolas⁵⁵.

Hidrofilia (atracción del material por el agua) y **humectabilidad** (afinidad de un líquido por un sólido y su habilidad para mantener contacto con la superficie sólida). Ambas propiedades son importantes, por una parte, porque las impresiones se toman en un medio húmedo. Si el material es hidrofóbico será repelido de diversas zonas por la presencia de saliva. Por otro lado, la humectabilidad puede afectar al vaciado de las impresiones con escayola haciendo que ésta no pueda reproducir bien todos los detalles.

Las siliconas, de adición y condensación, son materiales hidrofóbicos, aunque a las primeras se les añaden surfactantes para aumentar la humectabilidad. Los poliéteres, por el contrario, son hidrofílicos pero requieren campos secos para reproducir el detalle.

Estas características eliminan de la lista de opciones al alginato por su pobre estabilidad y rigidez, su baja resistencia al desgarro y porque interfiere con la polimerización de las siliconas de encía rosa, al igual que al agar, que además requiere un equipamiento complejo. Los polisulfuros tampoco se utilizan ya que son hidrofóbicos, tiene un olor desagradable, baja estabilidad dimensional y tardan mucho en polimerizar⁵⁶.

Materiales de impresión en Implanto-prótesis

Poliéteres

Compuestos por un poliéter de un peso molecular moderadamente bajo, un relleno de sílice y un plastificante⁵⁷ estos materiales han mejorado en los últimos años en lo que a sus cualidades organolépticas y de manejo se refiere. Son materiales con muy buena exactitud dimensional y estabilidad (aunque menor que las siliconas de adición). Son muy rígidos, por lo que se podría desgarrar la impresión. Por ello, se recomiendan más para impresiones de arcada completa donde no hay zonas retentivas⁵⁸. Su deformación permanente es escasa, logrando una recuperación del 98'5%. Presentan un buen tiempo de polimerización y conviene que las impresiones se vacíen pronto (dentro de la primera hora tras la toma) debido a su hidrofilia⁵⁴, ya que absorben agua del ambiente y esto puede alterar sus dimensiones. Si se almacenan en un ambiente seco, tal y como se recomienda, hay autores que dicen que el vaciado podría posponerse hasta 7 días⁵⁹.

Siliconas de adición (Polivinil siloxanos)

Estas siliconas presentan una resistencia al desgarro adecuada, gran reproducción de detalle, elevada estabilidad dimensional (0'05-0'2 mm/24h) y la mayor recuperación elástica (99'8%). Son consideradas hidrofóbicas, aunque llevan agregados unos surfactantes que aumentan su humectancia haciéndolas algo hidrofílicas⁵⁴, lo cual no evita que haya que secar para tomar la impresión, pero sí mejora el procedimiento de vaciado. Es necesario recordar que conviene vaciarlas pasados 30-60 minutos ya que liberan burbujas de hidrógeno que pueden afectar la calidad de la escayola de vaciado⁵⁵. Son dimensionalmente estables en su almacenaje ya que no sufren reacciones químicas posteriores, ni liberan productos o absorben agua. Su tiempo medio de trabajo es de unos dos minutos y el de fraguado de seis, lo que podría considerarse ideal. Las siliconas *putty* suelen mezclarse a mano, aunque un compuesto sulfúrico presente en los guantes de látex (o en los diques de goma) podría interferir con su catalizador y

alterar la polimerización⁵⁴. Por ello se recomienda manejarlos con guantes de vinilo o directamente sin guantes. Son compatibles con varios materiales de vaciado y funcionan bien con galvanoplastia, siendo los preferidos cuando se emplean materiales refractarios⁶⁰. Las impresiones realizadas con estos materiales pueden vaciarse dos veces y se puede posponer el vaciado hasta 14 días de forma segura⁵⁹.

Siliconas de condensación (Polidimetil siloxanos)

Tienen menor coste que los poliéteres y las siliconas de adición y presentan buena resistencia a la rotura, exactitud y propiedades elásticas aceptables. Sin embargo, polimerizan mediante una reacción de condensación en la que se pierde alcohol etílico⁵⁴, por lo que su estabilidad dimensional deja que desear (contraen un 0'3% en la primera hora). Por ello habría que vaciar las impresiones antes de que pasasen 30 minutos. Además, por su hidrofobia requieren un campo en el que no haya humedad y para lograr mejores resultados se recomienda la técnica de doble impresión, difícil de realizar con implantes. Su manipulación manual, mezclando base y catalizador, puede alterar los tiempos de trabajo y favorecer que aparezcan irregularidades⁵⁵.

Vinilsiloxaneter

Recientemente han empezado a comercializarse estos materiales que se publicitan como hidrofílicos, mezcla entre los poliéteres y las siliconas de adición^{57,61}. Su composición intenta sumar la hidrofilia de los poliéteres convencionales con las propiedades mecánicas deseables que proporcionan los polivinilsiloxanos, como son la recuperación elástica y la resistencia al desgarro. Han demostrado buenas propiedades mecánicas y de fluidez, así como una excelente humectabilidad, tanto durante su manejo como una vez endurecidos⁶².

Según Dino (2015) que comparó la resistencia a la tracción y el límite elástico de varias marcas de poliéteres, PVS y polivinilsiloxaneter (VSXE) en

diversas consistencias, estos dos últimos mostraron mejores resultados *in vitro* para esas dos propiedades que los poliéteres⁵⁷.

Existen pocos estudios que citen la exactitud de este nuevo material. Shankar comparó las técnicas directa e indirecta, con implantes paralelos y angulados, y tres materiales distintos (PE, PVS, VSXE). Según sus resultados, el VSXE proporciona modelos significativamente más exactos que los otros dos materiales⁶². Estos hallazgos se encuentran en concordancia con los de Enkling, quien comparó los mismos materiales en casos clínicos de entre 3 y 5 implantes, afirmando en sus conclusiones que el VSXE parece ser una buena alternativa a los poliéteres ya que permite a los clínicos obtener un ajuste excelente en las prótesis y logra, a la vez, muy buenas calificaciones en manejo en clínica⁶³. Schaefer (2012) no encontró diferencias entre estos tres materiales en términos de desviación espacial ya que, según sus resultados, todos demostraron alta exactitud y reproducibilidad para muñones unitarios⁶⁴. Baig (2018) observó que la exactitud del VSXE era comparable a la del poliéter para impresiones de seis implantes⁶⁵. Martínez Bravo (2017), tras compararlo con un poliéter y dos PVS, concluyó que era un material apto para realizar impresiones de precisión, con mejor comportamiento en medio húmedo que los otros materiales⁵². Finalmente, Siadat (2018) resaltó su buena fluidez e hidrofilia, a la par que las escasas distorsiones producidas, aunque en su estudio el PVS proporcionó mejores resultados para implantes angulados⁶⁶.

Escayola

Los yesos de impresión son rígidos y tienen buena estabilidad dimensional, pero no se consideran como tal materiales de impresión, sino de ferulización. Los fabricantes han añadido aceleradores, antiexpansivos y otros aditivos con el fin de reducir el tiempo en boca y mejorar su color y sabor, pero aun así su principal uso sigue siendo como material de ferulización en la técnica F.R.I. (Férula Rígida para Impresión), ya que presentan una menor expansión de fraguado (0'01-0'12%) comparada con la contracción de las resinas acrílicas fluidas autopolimerizables⁶⁷. Se basan en la mezcla de sulfato cálcico

hemihidratado con agua y su manejo puede resultar complicado. Debido a su rigidez sólo pueden utilizarse en casos en los que no queden dientes remanentes, puesto que si no se uniría a ellos y resultaría casi imposible de retirar. Algunos autores han estudiado su uso en estas situaciones, comparándola con la técnica convencional de cofias ferulizadas con PVS y concluyendo que su éxito clínico es igual⁶⁸ pero con un tiempo de trabajo más reducido ya que no hay que ferulizar. Sin embargo, puede haber que repetir la impresión si se rompe. Aun así recomiendan su uso en casos de arcada completa, pues es muy rígida, barata, no distorsiona y su reacción exotérmica es casi imperceptible.

Nissan propone la escayola para tomar impresiones parciales (de dos implantes) mediante la creación de una cubeta individual con un compartimento separado que permite encofrar las cofias de impresión de cubeta abierta. El resto de la cubeta la carga con alginato⁶⁹. En la misma línea, Eid toma una impresión preliminar con silicona de adición a los pilares de cicatrización y, una vez fraguada y retirada de boca, recorta el material creando espacio para encajonar posteriormente la escayola. También perfora la cubeta en la parte superior. En casos parciales recorta la resina sólo de la zona de los implantes⁷⁰. Para los autores estas técnicas combinadas son precisas, fáciles de realizar y reducen el tiempo de trabajo.



Figura 10. Impresión de 6 implantes con PVS y escayola^{70(p576)}.

Figura 11. Impresión de dos implantes realizada con alginato y escayola^{69(p104)}.

B.- Según el método de transferencia

Existen distintas técnicas de impresión en base al método empleado en la transferencia de las cofias:

2.1.- Impresión de arrastre (directa)

Esta técnica consiste en atornillar las cofias de impresión, con diseño para cubeta abierta, a los implantes/pilares. A continuación se carga el material de impresión en una cubeta que tiene perforaciones a nivel de cada una de las cofias y se lleva a boca. Una vez fraguado el material se desatornillan los tornillos pasantes y se retira la impresión, dentro de la cual van incluidas las cofias. En casos de implantes múltiples suele realizarse ferulizando los transfers, con lo que requiere mayor tiempo de clínica.

La impresión directa se recomienda cuando existe buena apertura bucal, gran número de implantes, implantes divergentes o cuando las fijaciones están en posición infragingival, ya que en estos casos parte de la cofia quedará enterrada en la encía y si usásemos la técnica indirecta, al reposicionarla quedaría menos retenida en el material de impresión; por ello lo ideal es arrastrarla⁵⁶.

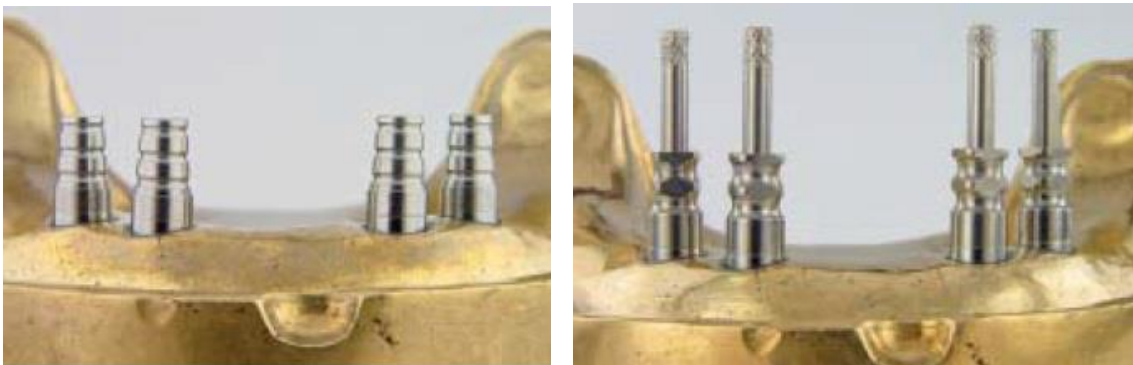
2.2.- Impresión de reposicionamiento (indirecta)

Para esta impresión se atornillan a los implantes cofias específicas para cubeta cerrada. La impresión se hace con una cubeta convencional sin necesidad de perforaciones. Una vez endurecido el material se retira la cubeta, pero las cofias quedan en boca. Es necesario desatornillarlas y atornillarlas al análogo. Luego el conjunto cofia-análogo se reposiciona en la impresión para poder vaciarla.

En comparación con la técnica directa se considera más sencilla y rápida, pero es crucial realizar un correcto reposicionamiento de las cofias. Se indica en casos con apertura bucal limitada, tendencia a las náuseas, donde resulta

complicado atornillar las cofias por su posición posterior o falta de altura, cuando hay pocos implantes y están paralelos entre sí, o cuando hay que reducir el tiempo de impresión (ya que se ahorra el tiempo que se tardaría en desatornillar las cofias con la cubeta colocada)⁷¹. Como desventajas destacan que el hecho de tener que reposicionar la cofia en la impresión puede añadir distorsiones al material, además de las que se puedan producir en la desinserción de la cubeta. Esta reposición resulta complicada, a veces, tanto para estudiantes como para clínicos con experiencia⁷² y se considera la causa primaria de errores atribuidos a esta técnica. Además, la forma de la cofia no puede ser modificada⁷³.

Las cofias para técnica indirecta suelen tener diseños más redondeados, que permiten retirar la impresión sin que se produzcan desgarros, y una de sus caras suele ser plana o ranurada para facilitar su reposicionamiento en el material. Por el contrario, las cofias usadas en impresiones de arrastre tienen diseños más retentivos que ayudan a que queden bien agarradas a la silicona.



Figuras 12 y 13. Cofias de cubeta cerrada y abierta^{34(p229)}

Algunos autores han recomendado realizar modificaciones en las cofias de cubeta abierta para aumentar aún más su retención, sobre todo someter su superficie a un microarenado bajo presión y aplicarle adhesivo. Pujari (2014) y Vigolo (2014) observaron que para modelos de cuatro implantes estas alteraciones proporcionaban modelos más exactos que utilizar cofias sin modificar ni ferulizar, pero menos que realizando una unión con Duralay^{74,75}. Lahori comparó cuatro impresiones de implante unitario con cubeta abierta:

cofia directa sin modificar, cofia con adhesivo para PVS, cofia microarenada con partículas de aluminio de 50 μm a 2'5 atmósferas de presión, y cofia arenada y con adhesivo. Según sus resultados las cofias más modificadas mostraron una menor cantidad de movimiento rotacional en el hexágono, comparado con el modelo maestro⁷⁶. Assuncao (2009) obtuvo mayor exactitud al modificar dos cofias, anguladas entre sí 25°, sólo mediante micro-arenado frente a aplicar también adhesivo, con lo que considera que las cofias modificadas podrían ser de elección debido al ahorro de tiempo frente a las ferulizaciones con acrílicos⁷⁷.

2.3.- Técnica snap-on.

Esta técnica es una variante, mezcla de las anteriores, en la que las cofias de impresión son unas cestillas plásticas que se encastran a presión en la cabeza del implante o a un pilar hasta notar un “clic” que indica que su posicionamiento es correcto.



Figura 14. Cofias plásticas de la técnica “snap-on” (Straumann®)^{78(p433)}

A continuación se toma la impresión con cubeta cerrada. Al retirarla, las cestillas quedan dentro (arrastre) y para vaciarlas hay que unir los análogos a las cestillas, igualmente a presión. Se considera una técnica válida y útil en unitarios que no estén muy sumergidos. También hay quien la utiliza para impresiones intraoperatorias a colgajo abierto de implantes múltiples para provisionalizar con carga inmediata. Esta técnica es fácil de realizar, ahorra tiempo y resulta cómoda para el clínico y el paciente⁷³, aunque el hecho de que las cofias sean plásticas podría agregar distorsión al modelo⁷⁹. Según Cehreli las cofias plásticas

snap-on de Straumann® podrían garantizar éxito clínico a largo plazo en prótesis atornilladas de múltiples implantes, aunque en su estudio realizó impresiones de un máximo de cuatro implantes²⁰. Sus resultados se contraponen a los obtenidos por Balamurugan, quien comparó esta técnica con la directa para realizar la impresión de dos implantes Bego®, obteniendo como resultado que las impresiones obtenidas con esta segunda técnica eran más exactas⁸⁰.

En general existe consenso en que la técnica directa es más exacta que la indirecta^{34,36,62,72,81-83}. Según Lee, no hay diferencias entre ambas técnicas siempre que se tomen impresiones de 3 o menos implantes⁸¹, aunque otros autores tampoco han encontrado diferencias significativas en impresiones de 4 ó 5 implantes^{53,84}. Los problemas de la técnica con cubeta cerrada podrían deberse al disparalelismo de los implantes o la aparente deformación de los materiales de impresión rígidos, como el polieter³⁶. Es decir, que independientemente de la técnica utilizada, otros factores pueden influir en la exactitud de las impresiones como, por ejemplo, el número de implantes, su profundidad, la angulación y el material de impresión⁸⁵.

C.- Según el tipo de cubeta

- *Cubeta abierta.* Se emplea en las impresiones de arrastre. Las cubetas deben tener perforaciones por donde salga el tornillo largo de la cofia de impresión, de tal manera que pueda ser desatornillado. Las cubetas pueden ser de varios tipos:
 - Cubeta individual. Su objetivo es conseguir un grosor controlado del material de impresión para que la polimerización sea más uniforme y la impresión más exacta. Se fabrica sobre un modelo previo del paciente, utilizando un espaciador de 2mm (cera). Son de resina, auto- o fotopolimerizable, y presentan agujeros a nivel de los implantes y, en ocasiones, perforaciones más pequeñas para aumentar la retención del material. Es necesario aplicar adhesivo unos minutos antes de utilizarlas.

- Cubeta plástica de stock, perforada.
- Cubeta metálica desmontable (se desmonta el fragmento que se sitúa encima del implante)
- *Cubeta cerrada*. Se emplea en la técnica indirecta. Generalmente son cubetas metálicas de stock, aunque pueden utilizarse también cubetas de otros materiales o, incluso, individuales.

Cuando se fabrican cubetas individuales con acrílico autopolimerizable se produce una contracción del material por pérdida del monómero sobrante. Estos materiales acrílicos muestran cambios dimensionales lineales hasta 9 horas después de su fabricación, aunque la contracción máxima se produce a los 30 minutos. Por ello, las cubetas deberían usarse pasadas estas nueve horas o, si por algún motivo fuera preciso utilizarlas antes, habría que sumergirlas en agua hirviendo durante 5 minutos y después dejarlas enfriar a temperatura ambiente⁸⁶. Las que están fabricadas con resina de dimetacrilato fotopolimerizable pueden usarse inmediatamente porque la luz produce una polimerización completa y no hay monómero residual. Normalmente, las cubetas metálicas de stock son más rígidas que las individuales realizadas en resina acrílica; sin embargo, no pueden asegurar un grosor uniforme del material en todas las áreas, lo cual puede llevar a una contracción de polimerización irregular⁵³.

Burns (2003) comparó *in vitro*, para la técnica directa, tres tipos de cubetas: plásticas de stock perforadas y cubetas individuales con y sin espaciador. De acuerdo a sus resultados, ambas cubetas individuales consiguieron impresiones más exactas que las de stock⁸⁷. Suelen emplearse cubetas individuales en la mayoría de estudios de implantes múltiples y cubetas metálicas para impresiones indirectas de casos unitarios^{88,89}.

D.- Según la técnica de ferulización

La ferulización de los implantes entre sí, sobre todo en casos de arcadas completas, podría ser un factor determinante para conseguir un modelo de trabajo correcto⁶⁸, ya que eliminaría los movimientos rotacionales o traslacionales de las cofias durante la impresión y no habría que reposicionarlas, aunque tiene como inconveniente el mayor tiempo (de gabinete y/o laboratorio) que requiere⁹⁰. A pesar de su demostrada eficacia, la manipulación y contracción de los materiales de ferulización sigue siendo una preocupación para los clínicos y se han estudiado varios y de diferente naturaleza:

- Resinas acrílicas autopolimerizables (Duralay[®], Pattern Resin[®], Pi-Ku-Plast[®]). Según Ormianer su reacción de polimerización exotérmica podría hacer aumentar la temperatura del implante unos 4-5 °C, con los consecuentes daños a la interfase implante-hueso⁹¹, aunque tal afirmación no ha sido comprobada.
- Resinas acrílicas fotopolimerizables (Triad[®] gel, Conlight[®])
- Resinas acrílicas en barras preformadas
- Plásticos de polimerización dual
- Composite fluido fotopolimerizable (SDR[®])
- Escayola (técnica F.R.I)
- Silicona de adición para registro de oclusión (Futar[®] D Slow, Imprint[™] Bite, Exabite[™])
- Poliéteres para registro de oclusión (Ramitec[™])

El material, fluido, puede colocarse sobre hilo de seda, alambres de ortodoncia, fresas de turbina^{15,92}, etc, o ser polimerizado antes en forma de barras que se cortan a la anchura del espacio entre cofias y se unen a éstas añadiendo algo más de material fluido. También puede aplicarse directamente si las cofias están muy próximas entre sí.

Aunque los materiales más empleados son las resinas acrílicas de baja contracción, ésta puede ser de hasta un 6'5-7'9% en las primeras 24 horas, con casi el 80% de la misma teniendo lugar en los primeros 17 minutos^{93,94}. Las resinas acrílicas duales parecen significativamente menos precisas que las autopolimerizables, quizás porque no llega a producirse un endurecimiento completo⁶⁷, aunque cada material debe ser evaluado por separado ya que dos versiones aparentemente iguales de una resina, aunque con diferente presentación, pueden tener propiedades distintas. Por ejemplo, Gibbs comparó Duralay® y GC Pattern Resin® con Primopattern LC® Gel fotopolimerizable y su casi análogo Primopattern LC® Paste, encontrando que la contracción de polimerización de este último era mucho mayor que la de los otros tres materiales y su uso en las ferulizaciones de implantes podía llevar a desajustes en la rehabilitación final⁹⁵. Para minimizar el impacto de estos cambios dimensionales se han propuesto varias alternativas:

- Realizar una primera ferulización, cortarla y volver a unirla con una menor cantidad de material unos 17 minutos antes de realizar la impresión^{92,94,96}. Puesto que las resinas acrílicas contraen durante las primeras 24 horas, algunos autores han propuesto unir los fragmentos en una segunda cita^{92,94}, aunque Cerqueira no encontró diferencias significativas entre volver a ferulizar a las 24 horas o inmediatamente, siempre que se cortase pasados 17 minutos y se volviera a esperar ese tiempo antes de tomar la impresión⁹².
- Minimizar el grosor del material realizando una guía de silicona para su fabricación⁷¹.
- Realizar barras de resina acrílica de grosor controlado, cortarlas a la anchura de la distancia existente entre las cofias a ferulizar y unirlas a ellas con más material^{94,97,98}. Una vez polimerizado se vuelve a cortar y se une en boca, aunque hay autores que no hacen este segundo paso, o bien no lo hacen si la resina es fotopolimerizable, pero sí si es autopolimerizable.

- Perez-Davidi propone la aplicación del acrílico (en su caso, Pattern Resin) en dos fases: primero sobre cada cofia y después gradual e incrementalmente hacia el centro de la ligadura de hilo. El área central entre cada par de cofias se deja sin cubrir (aprox. unos 3 mm) hasta después de que haya endurecido. Entonces se unen los dos lados que quedan con un poco más de material, dando lugar a una ferulización continua⁹⁹.
- Otros autores proponen realizar ferulización, no de las cofias entre sí, sino de éstas a la cubeta individual de resina (fig. 15), con una resina autopolimerizable³³. Afirman que la técnica es precisa, sencilla, barata y no requiere entrenamiento, aunque reconocen que aumenta el tiempo de trabajo y también necesita dos citas. No la recomiendan para clínicos con poca experiencia⁹⁹.

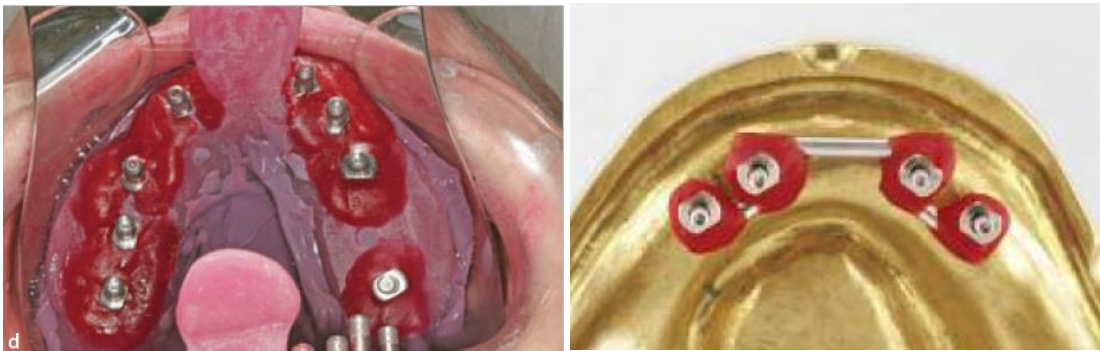


Figura 15. Ferulización con Duralay®, directamente a cubeta individual^{99(p848)}

Figura 16. Ferulización con Duralay® utilizando barras metálicas^{92(p1155)}

Otra alternativa consiste en cambiar las resinas acrílicas autopolimerizables por otro material. Paspaspyridakos utiliza Triad® Gel (fig. 19) en varios de sus estudios sobre técnicas de impresión⁹⁷. El Triad® Gel es una resina de uretano-dimetacrilato (UDMA), fotopolimerizable, que no contiene monómero metilmetacrilato. Tiene menor contracción de polimerización que las resinas acrílicas con PMMA, como el Duralay, y su contracción lineal es de aprox. 0'38%¹⁰⁰, aunque hay autores que afirman que ronda el 0'2%¹⁰¹.

Selvaraj¹⁰² propone el acrílico para provisionales Pro-Temp TM 4 (bis-GMA), en jeringa, como material de ferulización ya que tiene buena viscosidad, es fácil de manejar, consume poco tiempo, es poco sensible a la técnica y suele estar a mano en las clínicas para otros usos. En concreto él lo comparó con el Pattern Resin® en ferulizaciones de cuatro implantes, con seda, seccionando y volviendo a unir, y comprobó que ambos materiales generaban modelos muy cercanos al maestro y con un ajuste dentro de los límites clínicos. Zen comparó la ferulización usando otra resina bis-acrítica en jeringa de automezclado, aplicada sobre hilo de seda, con la misma técnica llevada a cabo con Duralay (en este caso con corte y nueva unión posterior) obteniendo ajustes semejantes (72 ± 11 vs 77 ± 4 μm), y 3 veces mejores que sin ferulizar⁹⁰.

Pradíes (2008) ha referido buenos resultados clínicos con el empleo de otros materiales plásticos¹⁰³ como son:

- Revotek® LC (GC Dental Product Corp, Japón). Es una resina composite fotopolimerizable que se presenta en forma de barra y se utiliza fundamentalmente para realizar provisionales directos. Darle forma es sencillo y, una vez polimerizada, la ferulización de los transfers es muy rígida (fig. 18).
- Conlight® (Kuss Dental). Es un gel fotopolimerizable y calcinable, indicado para la fabricación de pernos-muñones colados, ferulización de estructuras en boca, etc. Su viscosidad permite no tener que usar seda dental para generar una estructura interna en la ferulización, siempre que no haya mucha distancia entre las cofias. Al mismo tiempo, fluye muy bien por todas las áreas, permitiendo garantizar que no quedarán espacios sin material. Al igual que el Revotek®, una vez polimerizado su rigidez es muy elevada.

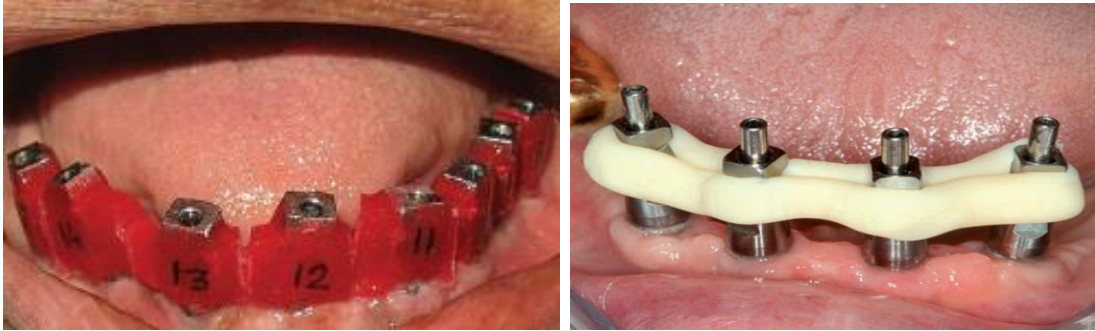


Figura 17. Ferulización por tramos con Duralay colocada en boca^{104(p126)}
Figura 18. Ferulización de cuatro implantes con Revotek® en mandíbula^{103(p209)}

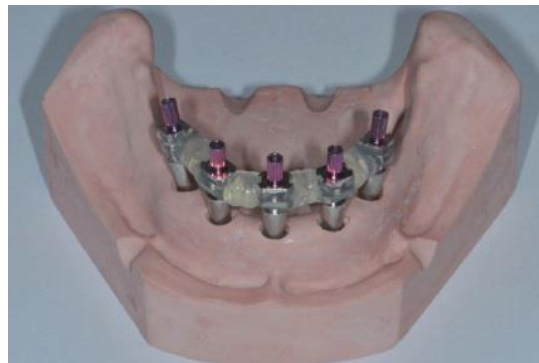


Figura 19. Ferulización con Triad® Gel^{105(p3)}

Di Fiore (2015) comparó el Duralay® con el material “Smart Dentin Replacement” (SDR®, Dentsply), que es un composite fluido fotopolimerizable para reponer la dentina, con una contracción de polimerización muy baja, de tal forma que permite polimerizar capas de hasta 4 mm de grosor en cavidades de clase I y II. Con ambos materiales realizó, bien ferulización simple con hilo de seda, bien ferulización en dos pasos que una vez realizada se corta y se vuelve a unir con el mismo material. De acuerdo a sus resultados, las impresiones ferulizadas con SDR® fueron enormemente exactas y estadísticamente más precisas¹⁰⁶ que las unidas con Duralay®, pero hay que tener en cuenta que la técnica con SDR debe ser cuidadosa y todo el material debe fotopolimerizar bien; también que este material es 5-6 veces más caro que el Duralay®. Ante una emergencia, también podría usarse composite fluido convencional como material para ferulizar, pero, al no tener carga, su resistencia es bastante limitada y su coste económico más alto que el de otros materiales¹⁰³.

Todos los materiales presentados anteriormente han sido estudiados, aunque no en ensayos que permitan adecuadas comparaciones. En general debe prevalecer la idea de que la mayoría de los autores reconocen la técnica ferulizada como más exacta frente a la no-ferulizada y para llevarla a cabo se utilizarán los materiales que menor contracción de polimerización sufran, que al polimerizar presenten adecuada rigidez y, si es posible, en técnicas de dos pasos (ferulizar, seccionar y volver a unir¹⁰⁷).

La escayola también se emplea como material ferulizador dentro de la técnica F.R.I. (*Férula rígida de impresión*), que consta de los siguientes pasos^{1,56}:

- Se toma una impresión preliminar con silicona de adición.
- Una vez vaciado el modelo se procede a crear una estructura metálica, compuesta por varios aros o cilindros de cobre unidos entre sí mediante soldadura. Cada uno de estos aros ha de quedar a nivel de uno de los implantes.
- Se atornilla en el modelo una única cofia de impresión a un implante, que quedará unida a la estructura metálica con escayola.
- Cuando haya que tomar la impresión en boca, se colocará un dique de goma para aislar y se atornillará primero la cofia unida a la estructura metálica. Posteriormente se colocarán y atornillarán el resto de cofias sueltas a sus respectivos implantes (fig. 20).
- A continuación se procederá a fijar todas las cofias a los aros usando escayola de fraguado rápido (fig. 21) y, una vez endurecida, se realizará una impresión de arrastre con cubeta individual abierta y silicona.



Figuras 20 y 21. Estructura de la técnica F.R.I colocada en boca y unida a un solo implante, y estructura con escayola alrededor de todas las cofias^{1(pp106-7)}

1.3.- SISTEMAS DE CAPTACIÓN INTRAORALES

Los sistemas de impresión digitales llevan comercializándose desde hace más de 25 años y su tecnología se encuentra en continua evolución. El sistema CEREC 1 fue el primero en salir al mercado¹⁰⁸ en el año 1987. Durante mucho tiempo la mayoría de los escaneados se hacían después de haber realizado una impresión convencional y lo que se escaneaba era el modelo obtenido, con lo que no había beneficios en tiempo, costes o comodidad para el paciente. En 2004, Biomet 3i presentó el primer implante escaneable, que utilizaba un pilar de cicatrización codificado para el registro de su posición (sistema Encode®). Este pilar proporcionaba la información necesaria relativa a la localización del implante y su relación con los dientes adyacentes y antagonistas. En 2010 aparecieron los scanbodies, que podían colocarse sobre el implante y ser escaneados intraoralmente y, aunque esto abrió camino para acabar prescindiendo de la toma de impresiones convencional, sólo podía hacerse con ciertos sistemas de implantes y no con todos los escáneres disponibles¹⁰⁹.

Hoy en día estos sistemas siguen avanzando en indicaciones y prestaciones. En general los escáneres intraorales pueden emplearse para realizar coronas unitarias, puentes, carillas, inlays, onlays, férulas de descarga,

alineadores u otros aparatos de Ortodoncia. Trios® menciona también entre sus indicaciones las prótesis removibles parciales y completas, y aparatología de ronquido y apnea, mientras que el escáner 3M™ True Definition va más allá y permite escanear otras superficies como, por ejemplo, los labios y la sonrisa, y solaparlas sobre el modelo tridimensional de la arcada, facilitando la rehabilitación protésica. Además, su software permite solapar escaneados de una misma arcada detectando diferencias desde 10 µm en adelante, lo cual podría resultar útil para ver la evolución del desgaste dentario o si se está produciendo recidiva después de un tratamiento ortodóncico. En el campo de la Implanto-prótesis los fabricantes garantizan exactitud en unitarios y puentes cortos de un cuadrante (hasta 3 implantes), aunque afirman que pueden realizarse trabajos de arcada completa si el clínico tiene experiencia suficiente en el manejo del escáner. No obstante, la recomendación del último Consensus (mayo 2018) del Grupo 5 ITI ha sido que “para uso clínico rutinario, las impresiones digitales intraorales de implantes en mandíbulas edéntulas aún no pueden ser recomendadas”¹¹⁰.



Figuras 22 y 23. Escáneres intraorales CEREC® Omnicam e iTero Element®

En cuanto a su manejo, los fabricantes proporcionan protocolos de escaneo detallados que hay que seguir para una captura óptima de las superficies^{110,111}. Algunos de los escáneres, como el True Definition, precisan de la aplicación previa de una capa de polvo de óxido de titanio para mejorar la velocidad de captura, la precisión y la asequibilidad. Este polvo proporciona textura y profundidad a las superficies permitiendo reducir el error de escaneo atribuible a la falta de referencias fijas, al tiempo que reduce la dispersión de la luz. Se tarda unos 15-20 segundos en aplicarlo, aunque es necesario retraer y aislar. Otros escáneres, como el Cerec® Omnicam, poseen tecnología de detección de vibración de tal forma que sólo capturan imágenes cuando la cámara está quieta y estable, evitando obtener tomas poco precisas debido a temblores en la mano del operador. Incluso los hay que incorporan un sistema anti-vaho (iTero®) que desempaña la pieza de mano al momento sin necesidad de aire ni de un proceso de calentamiento largo.

Los escáneres intraorales pueden comercializarse en versiones portátiles, y la punta captadora puede ir unida al equipo mediante cableado o ser inalámbrica. Los equipos se venden calibrados, aunque algunas casas comerciales incluyen un set de calibración por si el aparato se reinstala o se transporta. Dentro de estos sistemas los hay que permiten una exportación “abierta” del archivo de escaneo, de tal forma que el trabajo se pueda diseñar y fresar en cualquier centro con tecnología CAD/CAM, pero otros trabajan con sistemas cerrados que exportan los datos de las impresiones digitales en archivos patentados (.CS3, .SDT, .CDT, .IDT) que funcionan sólo con software CAD y máquinas CAM seleccionadas. Los sistemas abiertos permiten la integración de las impresiones digitales con los datos obtenidos por la Tomografía Computerizada de Haz Cónico (CBCT), para tratamientos ortodóncicos o de implantes¹¹².

Con las impresiones digitales, pacientes y profesionales evitan la posible parte traumática y estresante que se asocia con la toma de impresión convencional, como puede ser que se provoquen arcadas al contactar con el

paladar o ciertas zonas de la lengua, que el material pueda fluir hacia la región posterior, o que endurezca en zonas retentivas y se dificulte la desinserción de la cubeta, que exista sensación de falta de aire¹¹³, etc. Además, eliminan la necesidad de comprar y almacenar material de impresión, la mensajería, el almacenamiento de modelos y los procesos de desinfección y esterilización, tanto del material de impresión como de los modelos obtenidos^{114,115}. Por ello, puede afirmarse que proporcionan una alternativa viable, sobre todo en pacientes con reflejos nauseosos, o con dificultad para abrir la boca, problemas respiratorios o, incluso, nervios y ansiedad. Las impresiones realizadas con estos métodos son más rápidas que las convencionales, ahorran visitas y resultan más confortables y menos incómodas para el paciente, al tiempo que reducen el coste de material y mano de obra¹¹⁶. Todo ello contribuye a que sea una técnica bien aceptada por los pacientes, que sienten menor sensación de impotencia durante el procedimiento¹¹³. Los procesos se simplifican y si es necesario re-escanear alguna zona se puede capturar sólo ese fragmento, sin necesidad de escanear de nuevo toda la arcada^{88,117}, mientras que una re-impresión convencional tiene que ser completa. Incluso si necesitáramos generar un modelo a partir de otro digital previo, esto se haría mediante fresado en resina y el modelo sería más exacto, duradero y resistente a la abrasión que los convencionales de escayola¹¹⁷. Además, estos sistemas constituyen una potente herramienta de marketing y publicidad, y permiten mejorar la comunicación con los pacientes¹¹⁵.



Figuras 24 y 25. Escáneres Trios® y 3M™ Mobile True Definition

Sin embargo, no todo son ventajas y de hecho presentan ciertas limitaciones como el tamaño de los escáneres y su punta captadora, la habilidad de capturar sólo lo que pueden “ver” y su efectividad reducida en presencia de saliva, sangre o contaminación de cualquier tipo en la cavidad oral¹¹⁴. El manejo de los escáneres requiere entrenamiento y seguir al pie de la letra las instrucciones del fabricante para lograr la máxima exactitud^{110,111}. Además, en dientes tallados subgingivalmente no se evita el tener que retraer la encía¹¹⁵ y, si se utilizan escáneres que necesitan un espolvoreado previo de polvo anti-reflejos, el procedimiento se complica y puede resultar engorroso en casos postquirúrgicos. Por otra parte, al estar asociados a un software y un ordenador, podrían ser susceptibles a problemas en los mismos e incluso a la falta de conexión a internet. Por último, el coste podría repeler a muchos profesionales; tener en clínica un sistema de captura digital requiere una inversión significativa¹¹⁵ y se precisa aprendizaje para sacarle el máximo partido¹¹⁷. Las técnicas digitales no son infalibles; aunque muestran gran exactitud los aparatos son susceptibles de que se produzca una descalibración del hardware que pase desapercibida para el usuario, tal y como demostró Rehmann¹¹⁸. Por ello, las

casas comerciales deberían establecer procedimientos de control u ofrecer un mantenimiento regular de sus sistemas.



Figura 26. Tipos de escáneres 3D^{119(p19)}

Los escáneres intraorales pueden considerarse como parte de los sistemas CAD/CAM. Existen algunas empresas, como Sirona y Planmeca, que tienen su propio escáner y unidades de fresado, mientras que otras sólo fabrican unidades de escaneado sin capacidad de diseño (por ejemplo, True Definition, 3M Espe; iTero®, Align Technology; Trios®, 3Shape; CS3500, Carestream Dental LLC). En estos casos el sistema ha de estar conectado con un escáner de laboratorio abierto que pueda diseñar la restauración.

Los sistemas intraorales pueden clasificarse en dos tipos¹²⁰:

- Cámaras de imágenes individuales, que capturan unos tres dientes por imagen. Para obtener áreas mayores se graba el solapamiento de varias imágenes consecutivas que el software de programación puede juntar para obtener el modelo virtual. La cámara debe moverse para poder capturar todos los datos por debajo del contorno máximo del diente, que

quedaría invisible si la captura fuese realizada solamente desde oclusal.

Este es el caso de los escáneres iTero®, PlanScan, CS3500 y Trios®.

- Cámaras de video (True Definition, CEREC® OmniCam)

Sistema	Acondicionamiento superficial	Sistema	Imagen a color	Fuente de luz	Principio de escaneado	Tipo de CAD/CAM	Portátil
Cerec® Bluecam	Polvo	Cerrado	No	Luz azul visible	Triangulación activa Disparo de imagen única	Unidad de adquisición de imágenes con unidad de fresado en clínica	No
Cerec® Omnicam	Ninguno	Cerrado	Si	Luz blanca	Triangulación activa Imágenes continuas. Video	Unidad de adquisición de imágenes con unidad de fresado en clínica	No
iTero®	Ninguno	Abierto	Sí	Láser rojo	Láser confocal Disparo de imagen única	Unidad de adquisición de imágenes	No
Lava™ COS	Espolvoreado	Abierto	No	Luz pulsada azul visible	Wave front sampling. imágenes continuas. Video	Unidad de adquisición de imágenes	
3M™ True Definition	Espolvoreado	Abierto	No	Luz pulsada azul visible (LED azul)	Wave front sampling. imágenes continuas. Video	Unidad de adquisición de imágenes	No
Trios®	Ninguno	Abierto	No	Luz blanca visible	Láser confocal. Disparo imágenes continuas.	Unidad de adquisición de imágenes	Sí
Trios® Color	Ninguno	Abierto	Sí	LED azul	Láser confocal. Disparo imágenes continuas.	Unidad de adquisición de imágenes	Sí
CS 3500	Ninguno	Abierto	Sí	LED blanca	Disparo (múltiples imágenes)	Unidad de adquisición de imágenes	Sí
Apollo DI	Espolvoreado	Cerrado	No	No disponible	Imágenes continuas. Video	Unidad de adquisición de imágenes	No
PlanScan™	Ninguno	Abierto	No	Láser azul	Imágenes continuas. Video	Unidad de adquisición de imágenes con unidad de fresado en clínica	Sí

Tabla 4. Principales escáneres intraorales y características^{108,120}

Los escáneres de imágenes capturan tomas individuales que son “cosidas” unas a otras para componer un modelo 3D completo tras un ciclo corto de registro. Las superficies deberían escanearse con al menos un tercio de solapamiento respecto a la superficie adyacente ya que el registro de ésta se realizará basándose en esa superposición¹²¹. Al final de cada ciclo el usuario puede proceder a escanear la siguiente parte del modelo. Tras el escaneado el modelo puede ser subido al sistema para su procesado.

Los sistemas de vídeo capturan varias tomas 3D por segundo, que se registran en tiempo real. Tras el escaneado se necesita un ciclo de post-procesado para recalculer lo registrado y compensar los errores potenciales, lo cual resulta en un modelo de alta resolución que luego se carga.

Los escáneres intraorales más empleados en la literatura revisada son: CEREC® Bluecam y Omnicam (ambos de *Sirona*), Trios®, iTero, True Definition (3M) y Lava COS (también de 3M y que ya no se comercializa). Estos escáneres

emplean distintas tecnologías para la captura de las superficies en tres dimensiones:

1. La tecnología de muestreo de frente de onda activo, utilizada por Lava COS y True Definition, se basa en el principio de apertura rotatoria con proyección de luz azul estructurada. La imagen reflejada desde el diente es conducida a través de un sistema de lentes y proyectada al final en un sensor. Si la imagen está enfocada, la distancia del objeto coincide con la longitud focal de la lente; si no lo está, la distancia desde la lente al objeto puede ser calculada a partir del tamaño de la imagen borrosa usando una fórmula matemática¹²¹.

El video 3D en movimiento se graba con cámaras de alta definición que capturan los objetos desde distintas perspectivas. Este principio operativo permite el cálculo de las tres coordenadas dimensionales en el espacio, encontrando las distancias espaciales y creando los objetos digitales en tiempo real. Suele requerir la aplicación de polvo de escaneado para reducir la reflexión de la luz y mejorar la conexión entre las imágenes capturadas en el proceso de escaneado.

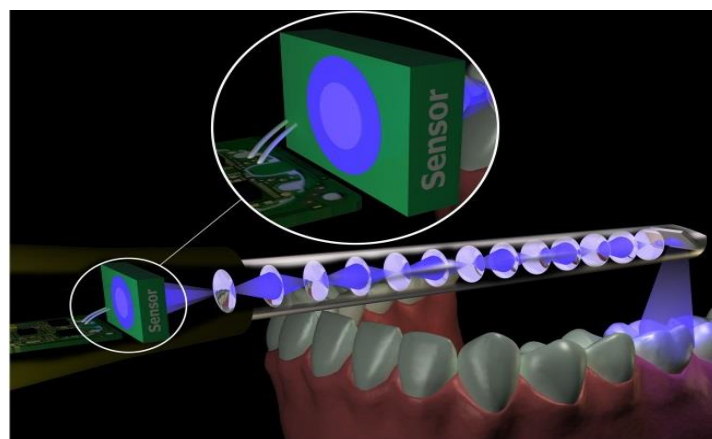


Figura 27. Ilustración del sistema de captación mediante “muestreo de frente de onda activo”^{121(p3)}

2. La microscopía de escaneo con láser confocal en paralelo (iTero, Trios®) es una técnica óptica que capta imágenes a profundidades seleccionadas. Los rayos de láser paralelos son emitidos por la cámara, reflejados por la superficie del objeto y retornan al mismo camino óptico. Sólo la luz enfocada puede regresar y alcanzar el sensor; la luz difusa se elimina. El objeto 3D completo se crea mediante un proceso “*point-and-stitch*” (punto y puntada) que es más lento que el muestreo de frente de onda.

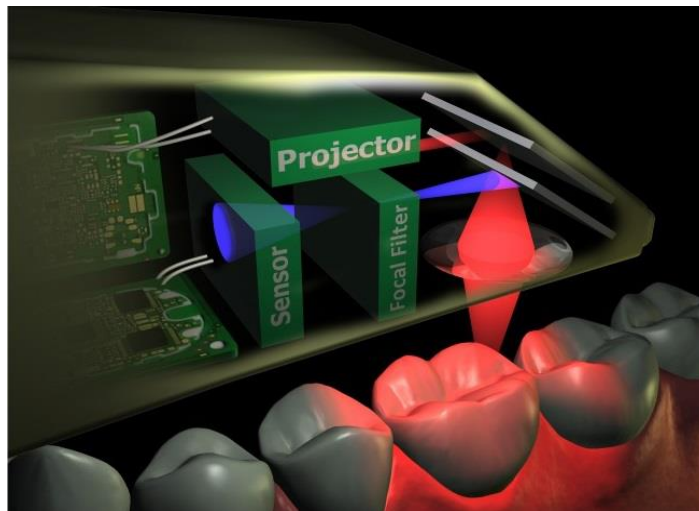


Figura 28. Ilustración del sistema de captación del escáner iTero (láser rojo)^{121(p3)}

3. La técnica de triangulación activa (CEREC® Omnicam) es un método de adquisición digital sin contacto. La fuente de luz del escáner emite luz con distintas longitudes de onda que se reflejan en el diente y son grabadas por el equipo. Después, las imágenes separadas son también unidas y superpuestas.

El sistema CEREC proyecta un patrón de luz rayada sobre el objeto. Como cada rayo de luz vuelve a reflejarse en el sensor, es posible medir la distancia entre el rayo proyectado y el reflectado. Al conocerse el ángulo fijo existente entre proyector y sensor, la distancia a los dientes puede calcularse mediante el teorema de Pitágoras, ya que un lado y un ángulo (el fijo) del triángulo son conocidos¹²¹.

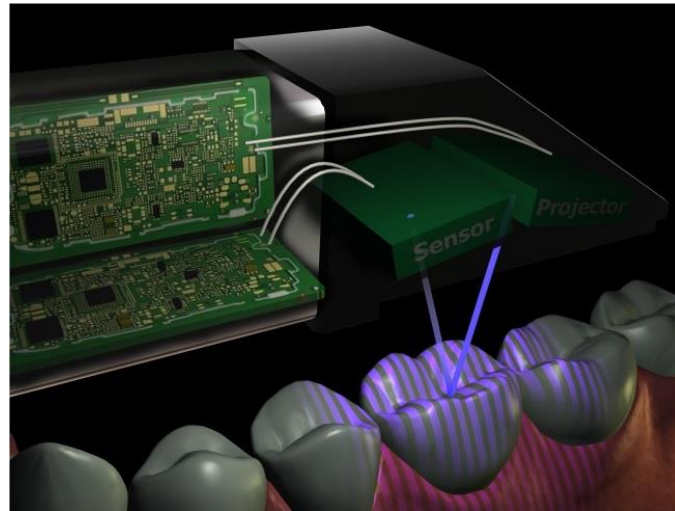


Figura 29. Ilustración del proceso de captación del escáner CEREC® Omnicam^{121(p2)}

Consideraciones sobre los escáneres intraorales

Hay que tener en cuenta que la captación con escáneres intraorales puede afectarse por: la falta de puntos de referencia, el diseño de los scanbodies y su altura visible en boca, las características de la superficie escaneada y la iluminación que recibe, la tecnología y la técnica de escaneado, el software, ...

Los ángulos agudos en el diseño de los scanbodies podrían alterar la captura. Igualmente, su visibilidad en boca afecta a la exactitud de la medición; los scanbodies cortos y poco visibles parecen contribuir a su disminución^{122,123}. De hecho, varios autores recomiendan emplear scanbodies largos en implantes sumergidos^{123,124}. Ferrini propone ferulizar los scanbodies para mejorar las impresiones digitales, aunque dejando visible parte de la superficie plana que sirve para solaparlos¹²⁵, lo cual podría ser de utilidad sobre todo en tramos largos¹¹¹.

Se aprecia también que cuanto menor es la **distancia** entre las superficies a escanear, mayor es la exactitud del escaneado^{126,127}; ésta decrece al aumentar la distancia entre scanbodies^{110,122,128,129}. Para los escáneres intraorales resulta difícil adquirir una imagen precisa de largas zonas edéntulas. Por ello, para mejorar el escaneado de estas áreas y aumentar la exactitud del modelo virtual

obtenido, Kim propone utilizar un marcador de aluminio en la zona (de unos 4x3mm) que, según sus estudios con los escáneres CS3500, CEREC Omnicam y Trios, ha conseguido aumentar la veracidad y la precisión medias¹³⁰. Sin embargo, es un método poco estudiado y que precisa de investigación *in vivo*.

Según algunos autores el escaneado intraoral presenta errores relacionados con su propia tecnología^{123,127,131,132}. Por una parte, los escáneres carecen de referencias fijas y, por ello, lo que se usa como referencia es la primera imagen que realizan. Las imágenes posteriores son “cosidas” a la anterior mediante un algoritmo (tipo *best-fit*) que representa la mejor superposición posible de las mismas. Cada una de estas superposiciones tiene un error inherente, por lo que el error final es acumulativo y supone la suma de todos ellos. Así, se puede anticipar que cuanto más largo sea el campo a escanear y mayor el número de procesos de solapado, mayores errores se presentarán. Por otra parte, Jeong comparó CEREC Bluecam (fotos) y Omnicam (video) para el escaneado de arcadas dentarias completas y concluyó que las impresiones obtenidas mediante *video intraoral* mostraban mayor exactitud que las obtenidas mediante imágenes fijas¹³³. Aunque este no es el único factor que parece influir en la correcta captura de las imágenes; Nedelcu (2014) afirma que existen diferencias de exactitud entre los sistemas que precisan *espolvoreado* previo (como Lava COS y CEREC Bluecam) y los que no (iTero), así como errores concretos de escaneado que podrían atribuirse a las distintas tecnologías mencionadas anteriormente y, por tanto, considera que los escáneres digitales deberían ser empleados con precaución hasta que sean validados para su uso extensivo¹³⁴. Giménez estudió el comportamiento del CEREC Bluecam (triangulación activa con luz azul) y comprobó que la posición de la cámara influía en la precisión del sistema¹³².

Aparte de estos factores, los errores más frecuentes asociados a este método de toma de impresiones son la distribución irregular del polvo de óxido de titanio (en los sistemas que lo utilizan) y el uso erróneo del escáner en boca, aunque también los hay debidos a una recogida de datos insuficiente o el agarre

incorrecto del captador¹³⁵, errores en el calibrado de los aparatos, inexperiencia del operador, presencia de saliva sobre la superficie a escanear y movimientos del paciente o del operador (temblor de manos)¹³⁶.

Escáneres intraorales en prótesis fija sobre dientes

Puesto que sus primeras indicaciones fueron la realización de prótesis fijas unitarias y puentes cortos, son numerosos los estudios que analizan su exactitud en estas situaciones. Los escáneres intraorales pueden utilizarse en el escaneado de tallados de pocos dientes (1-6) con resultados equivalentes a los de las técnicas convencionales^{131,137-141} ofreciendo un procedimiento más cómodo y corto, y por tanto, más conveniente tanto para el profesional como para el paciente¹³⁸. Para Quaas esta indicación quedaría limitada a un máximo de tres piezas sin comprometer el ajuste¹⁴², y según Kim, aunque los escáneres serían clínicamente aceptables para impresiones de unitarios, la técnica convencional resulta estadísticamente más exacta¹⁴¹. Chochlidakis, en su revisión sistemática (2015) encontró que las restauraciones fabricadas mediante impresiones digitales presentan unas discrepancias marginales similares a las obtenidas con técnicas convencionales empleando poliéter o PVS¹⁴³. Para Shembesh los ajustes marginales obtenidos mediante escáneres se encontraron, igual que los obtenidos a partir de impresiones convencionales, dentro de los límites admitidos clínicamente¹⁴⁴. Sin embargo, no todos los escáneres son iguales y, para puentes de zirconia de tres piezas, el menor desajuste lo consiguió con True Definition ($26'6 \pm 4'7 \mu\text{m}$) seguido de PVS ($50'2 \pm 6'1 \mu\text{m}$) e iTero® ($62'4 \pm 5'0 \mu\text{m}$).

Seelbach (2013) y Ender (2015), comparando varios tipos de impresiones convencionales con tres escáneres intraorales (Lava® C.O.S, CEREC e iTero®) concluyeron que los sistemas de impresión digital permiten la fabricación de restauraciones fijas con la misma exactitud, pero no mayor, que las técnicas convencionales^{140,145}, si bien las impresiones digitales revelan distorsiones

locales mayores en modelos de arcada completa que parcial¹⁴⁵. Ampliando su estudio previo, Ender añadió los escáneres True Definition y Trios y un vinilsiloxaneter. Aunque todos los sistemas digitales fueron capaces de reproducir bien las arcadas, las técnicas convencionales con este último material proporcionaron modelos significativamente más exactos que los escáneres estudiados¹⁴⁶. Svanborg (2014) comparó igualmente impresiones convencionales con PVS con impresiones digitales obtenidas usando iTero®, a la hora de reproducir un puente tallado de tres piezas, obteniendo discrepancias a nivel cervical e interno menores con la técnica digital (aunque de una magnitud cercana a las 20 µm)¹⁴⁷.

En lo que a la influencia de la **técnica de escaneado** se refiere es necesario seguir las indicaciones del fabricante. Müller comparó tres estrategias distintas de escaneado para el escáner Trios®, repitiéndolas 5 veces y obteniendo como resultado que la más precisa era la segunda (escanear primero la superficie ocluso-palatina y regresar por la vestibular)¹⁴⁸, o sea, la descrita por el fabricante. Ender y Mehl (2013) también demostraron *in vitro* que la exactitud al escanear arcadas completas depende del procedimiento de escaneado¹⁴⁹. En 2017, Renne comparó 7 escáneres entre sí (3Shape D800, iTero®, Trios®, Carestream, PlanScan®, CEREC® Omnicam y Bluecam) concretando que, para arcadas completas y siguiendo la estrategia de captación recomendada para cada sistema, el que mejor balance tiempo-precisión presentó fue el Trios® 3, mientras que por sextantes el más preciso resultó ser el PlanScan® (*Planmeca*)¹⁵⁰.

La **experiencia del operador** parece afectar también a la exactitud conseguida¹²³, aunque no todos escáneres son igual de sensibles a ella. En un estudio comparativo de dos escáneres llevado a cabo por Lim (2017), la exactitud de los participantes en el grupo Trios® fue mucho mejor que la del grupo iTero®. En este último grupo la veracidad (cercanía de los valores obtenidos al valor real) mejoró con la práctica repetida. Según sus resultados, la experiencia clínica y la región escaneada afectan a la veracidad de las imágenes de iTero pero no a las

obtenidas con Trios¹⁵¹. Kim, estudiando los mismos escáneres y su curva de aprendizaje con higienistas sin experiencia previa con escáneres intraorales, observó que la velocidad de escaneado del sistema Trios es mayor que la del iTero pero la eficiencia del aprendizaje es mayor con este último, de tal forma que el tiempo de escaneado mejora más con éste que con Trios a medida que se incrementa el número de sesiones¹⁵². A pesar de esta menor eficiencia de aprendizaje, el autor corrobora que Trios proporciona impresiones exactas incluso cuando el operador es inexperto, mientras que con iTero depende del manejo. Giménez, en un estudio con operadores con y sin experiencia con iTero, observó que la precisión de las mediciones es dependiente del operador, pero el desempeño de éste no dependía necesariamente de la experiencia¹²⁷.

En cuanto a la **percepción del paciente y del profesional** existe más unanimidad. Los estudios al respecto concuerdan en que estas técnicas de impresión digital intraoral son más sencillas de llevar a cabo que las convencionales por los profesionales^{88,153-155} y también resultan más confortables para los pacientes^{88,116,153} ya que el tiempo de preparación es menor y se evitan el sabor del material^{139,153,156,157}. A pesar de que el tiempo de escaneado fue percibido más negativamente que la toma de impresión convencional, la mayoría de los pacientes elegirían para una segunda ocasión la técnica digital^{113,154}. En cuanto a los profesionales, perciben estos sistemas como más eficientes^{154,155} y de menor dificultad^{88,139}, aunque la revisión sistemática de Gallardo concluyó que, de forma objetiva, la eficiencia en tiempo es similar entre la técnica digital y la convencional¹¹⁶. Para los estudiantes de Odontología el registro convencional requiere más entrenamiento y ello supone también una desventaja. Estos estudios compararon *in vivo* el escáner iTero con la impresión convencional para implantes unitarios.

1.4.- OTRAS “TÉCNICAS DE IMPRESIÓN”

Como se ha mencionado previamente, Biomet 3i desarrolló un sistema llamado “Encode®” que usa la tecnología CAD/CAM intentando eliminar la necesidad de cofias de impresión o scanbodies, aunque necesita el uso de un escáner de laboratorio. La técnica consiste en colocar sobre el implante un pilar de cicatrización “codificado”, es decir, con unas marcas específicas que proporcionan información sobre la posición del implante y su conexión. Una vez atornillado se toma una impresión de alginato que lo reproduzca bien (para ello el pilar debe sobresalir de la encía un mínimo de 2 mm). Un escáner óptico láser interpreta la reproducción en escayola del pilar y un robot perfora el agujero en el modelo y coloca un análogo en la escayola (tecnología Robocast). De los cuatro estudios *in vitro* encontrados que comparan esta técnica con las impresiones convencionales, para casos de entre 2 y 4 implantes, todos coinciden en que esta técnica resulta menos exacta que tomar una impresión de forma convencional, ya sea con poliéter y sin ferulizar¹⁵⁸, o con PVS ferulizando¹⁵⁹ o sin ferulizar^{160,161}. Hoy en día esta técnica de pilares codificados es compatible con los escáneres intraorales 3M™ True Definition, iTero™ y CEREC Omnicam.

Otra forma de transferir la posición de los implantes a un flujo digital que permita el diseño virtual de una estructura sobre implantes y su posterior fresado, a partir de impresiones convencionales, consiste en **escanear directamente la impresión**, evitando así los errores que pudieran atribuirse al vaciado de las mismas. En 2017 Matta comparó esta técnica, realizada con un escáner de laboratorio, con las de cubeta abierta y cerrada con posterior vaciado y escaneado, para un modelo de tres implantes Replace® (Nobel Biocare). La impresión a escanear se realizó colocando scanbodies con forma de pilares de cicatrización altos, mientras que en los otros dos casos se conectaron los análogos, se vaciaron los modelos con escayola y los modelos de estudio obtenidos fueron escaneados con idénticos scanbodies y escáner. Tras analizar

las diferencias existentes en los archivos STL de las tres técnicas respecto al modelo maestro, llegó a la conclusión de que mediante el escaneado de la impresión se obtenían los modelos virtuales más exactos [$22 \pm 7 \mu\text{m}$ vs $41 \pm 9 \mu\text{m}$ (c. abierta) y $78 \pm 22 \mu\text{m}$ (c. cerrada)], con lo que sugiere que podría ser una alternativa clínica viable¹⁶². Por otra parte, Peng comparó el escaneado de impresiones de una arcada completa desdentada (sin implantes) usando un escáner de laboratorio y otro de CBCT (tomografía computarizada de haz cónico) obteniendo modelos virtuales más exactos y reproducibles con esta última¹⁶³, lo cual no descarta que ambos sean clínicamente aceptables y pudieran ser mejores que el obtenido de una impresión vaciada y posteriormente escaneada, pero la metodología empleada no permite comparar los estudios. En este último resultado podría haber influido el hecho de que el CBCT no se ve influido por las propiedades ópticas ni los socavados de la superficie, según los autores y, puesto que es más probable que en las clínicas haya un escáner CBCT, lo consideran una alternativa a explorar en más profundidad. Lo mismo propone Kerr (2018) usando tomografía microcomputarizada (**micro-CT**) tras obtener modelos más exactos a partir del escaneado de impresiones de media arcada con esta tecnología¹⁶⁴ que mediante el escaneado óptico de modelos vaciados.

La **tomografía computerizada de haz cónico** que se usa en el campo de la Odontología para el diagnóstico y la planificación de tratamientos implantológicos presenta varias ventajas respecto a los TAC convencionales, siendo la principal que la cantidad de radiación emitida es mucho menor, seguida del corto tiempo de exposición a la misma (inferior a dos minutos) y el hecho de que se realice de forma abierta, evitando la sensación de claustrofobia que pueden experimentar algunos pacientes. Es cierto que la calidad de las imágenes obtenidas es inferior, pero la relación entre ésta, el tiempo y la dosis de radiación la convierten en una mejor opción. El CBCT se caracteriza por la forma de su fuente de emisión de rayos X, que es cónica y permite obtener toda la información necesaria con una única rotación de 360° , la cual es guardada posteriormente en un archivo con formato DICOM que permite el procesamiento de las imágenes empleando un software específico. En un estudio llevado a cabo

por Corominas (2016) se escanearon con CBCT (i-CAT) cinco mandíbulas de cadáver, con seis implantes cada una y, a partir de las imágenes obtenidas y procesadas, se fabricaron cinco estructuras en aleación de Cr-Co, evaluando su ajuste sobre los implantes. Los autores obtuvieron un ajuste considerado como correcto en tres de las cinco estructuras y discrepancias ligeras en las otras dos, con lo opinan que podría convertirse en un método válido de toma de impresión¹⁶⁵ (aunque su estudio sólo se refiere al CBCT iCAT) y proponen seguir investigando este sistema, advirtiendo que los resultados pueden depender del aparato de rayos y la dosis y tiempo de exposición establecidos para la exploración, y también de la necesidad de considerar el riesgo/beneficio que plantea exponer al paciente a los rayos X. Hay que tener en cuenta que los sistemas radiográficos presentan limitaciones intrínsecas como son la aparición de artefactos y distorsiones geométricas, que pueden afectar la calidad de las medidas, aparte de las ya mencionadas consideraciones éticas¹⁶⁶.

1.5.- FOTOGRAMETRÍA

1.5.1.- Introducción a la Fotogrametría

La Fotogrametría permite capturar información a distancia y se define como la “técnica cuyo objeto es estudiar y definir con precisión la forma, dimensiones y posición en el espacio de un objeto cualquiera utilizando esencialmente medidas hechas sobre una o varias fotografías de ese objeto” (Clavo, 1982). La palabra *fotogrametría* deriva de los vocablos "*fotograma*" (de "photós", luz, y "gramma", dibujo) y "metrón" (medir), por lo que su significado es “medir sobre fotos”¹⁶⁷. Esta disciplina resulta de combinar la óptica, la fotografía y las matemáticas (geometría proyectiva) para realizar, principalmente, levantamientos de carácter cartográfico. Su utilidad durante el siglo XIX para trabajos topográficos condujo a mejorar sus aplicaciones hasta que en 1859 tuvo lugar el primer experimento utilizando principios fotogramétricos para producir mapas topográficos. Éste fue llevado a cabo por el coronel francés

Aimé Laussedat, considerado "el padre de la Fotogrametría" quien, en un primer momento, utilizó fotografías aéreas realizadas desde globos y cometas pero, debido a diversas dificultades, acabó usando sólo fotografías terrestres.

La invención de la estereoscopia (Charles Wheatstone, 1840) y del avión (Wright, 1902), y el perfeccionamiento de las cámaras fotográficas permitieron a la Fotogrametría seguir avanzando. La estereoscopia es "cualquier técnica capaz de recoger información visual tridimensional y/o crear la ilusión de profundidad en una imagen"¹⁶⁸. Esto se logra presentando una imagen ligeramente diferente para cada cámara, como ocurre cuando observamos la realidad mediante nuestra visión binocular. Es usual que la mayoría de las fotografías se tomen de forma que cada una cubra al menos el 60% de la superficie cubierta por la fotografía anterior. El efecto estereoscópico se podrá conseguir en la zona común a las fotografías (zona de recubrimiento).

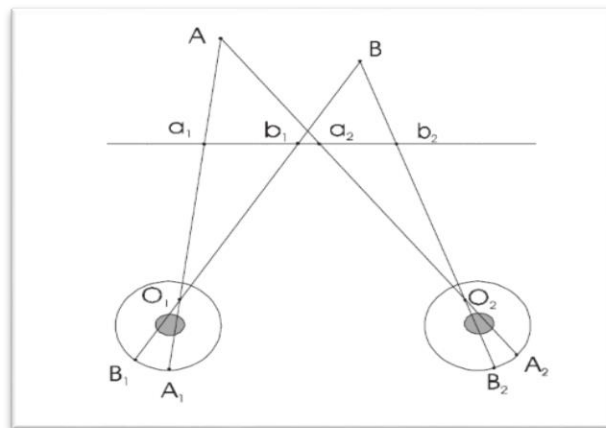


Figura 30. Esquema de la visión estereoscópica¹⁶⁹

Esta unión de Fotogrametría y Estereoscopia ha dado lugar a lo que hoy se conoce como Estereofotogrametría, que construye modelos tridimensionales basándose en las posiciones de los puntos reconocibles o puntos de referencia en varias fotografías desde diferentes posiciones.

La Estereofotogrametría se basa en la *colinealidad*, es decir, en que el punto del objeto, el punto de la imagen y el centro óptico de la cámara estén

alineados, y en la *triangulación*, consistente en utilizar la trigonometría para definir posiciones en el espacio. Según esto, las coordenadas de un implante, por ejemplo, pueden ser determinadas en la intersección espacial de dos imágenes tomadas desde distintos ángulos¹⁶⁶. La exactitud de las coordenadas dependerá de la calibración de la cámara y la calidad de orientación de la imagen.

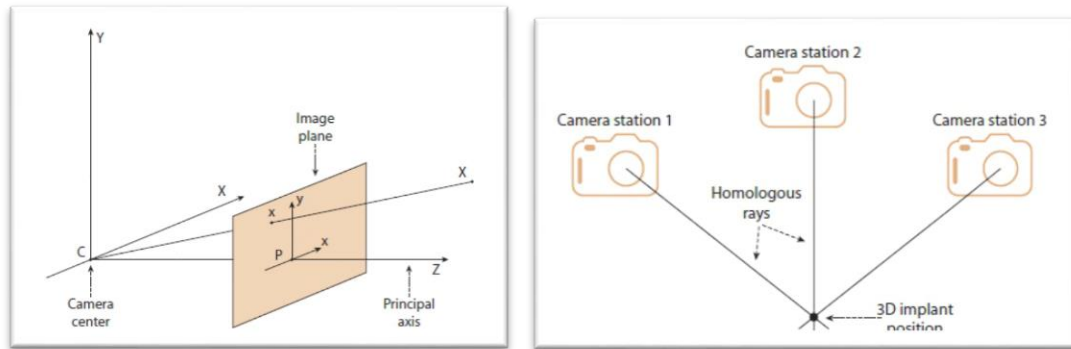


Figura 31. Representación esquemática del principio de colinealidad^{166(p706)}

Figura 32. Teoría fotogramétrica – La intersección de rayos homólogos desde distintas posiciones puede determinar la ubicación de un implante^{166(p706)}

Si la fotografía convierte el mundo real de tres dimensiones en imágenes planas bidimensionales, la Estereofotogrametría lleva a cabo el proceso inverso: transforma un mapa de imágenes planas en algo tridimensional.

Tipos de Fotogrametría

La primera en emplearse fue la *fotogrametría analógica*, que permitía la determinación de un objeto en el espacio a partir de fotografías aéreas, creando modelos estereoscópicos; el modelo espacial se reconstruía con sistemas ópticos o mecánicos. En 1960, con el uso del ordenador (creado dos décadas antes) apareció la *fotogrametría analítica*, en la que la toma de información es analógica y el modelado geométrico es matemático¹⁶⁹.

Desde los años 90, con la aparición de la fotografía digital, aumentaron las posibilidades de explotación de las imágenes a la vez que se fueron simplificando las tecnologías, lo cual permitió la generación automática de modelos de elevación del terreno, orto-imágenes y estéreo-imágenes, la generación y

visualización de modelos tridimensionales, etc. En esta *fotogrametría digital*, para llevar a cabo la restitución digital, las imágenes son introducidas en el ordenador y, mediante su visualización en pantalla, el operador introduce los puntos necesarios para realizar el proceso de orientación en forma matemática. En este caso los conceptos relacionados con el tratamiento digital de imágenes cobran gran importancia.

1.5.2.- La Fotogrametría en la actualidad

Hoy en día, las aplicaciones de la Fotogrametría son numerosas: Agronomía, Cartografía, Ortofotografía, Arquitectura, Escultura, Astronomía, automoción y construcción de aeronaves, planeamiento y ordenación del territorio, Medio ambiente, Arqueología, Control de estructuras, Topografía, Biomecánica en diversos campos como la Medicina, Ergonomía o Deporte, Investigación policial (reconstrucción de accidentes), Zoología, ... y, desde hace unos años, también Odontología.

De todas ellas, su utilización más extendida es la **Topografía**, donde a partir de las fotografías (aéreas o terrestres) y su análisis se obtiene material gráfico en 3D de los accidentes geográficos de un determinado espacio. En **Arquitectura** permite realizar levantamientos arquitectónicos precisos y detallados que dan forma real a monumentos y edificios históricos, y se utiliza en la restauración y conservación de edificios. En **Medicina forense e investigación** de accidentes sus aplicaciones son de gran ayuda, puesto que permite fotografiar escenarios desde el cielo, sin interferir en labores policiales o de rescate.

A **nivel industrial**, que es donde está tecnológicamente más avanzada, es muy útil en el área de *Control de Calidad*. Permite medir objetos de grandes dimensiones con precisiones inferiores a 0'01 mm en ambientes extremos o de difícil acceso, disminuyendo los costes y reduciendo tiempos.

1.5.3.- La Fotogrametría en Odontología

Jemt y Lie, en 1994, fueron los primeros autores en introducir la fotogrametría en el campo odontológico como método para medir la distorsión de estructuras de implantes^{170,171}. Con tal fin utilizaron una cámara originalmente desarrollada para medir la deformación de los coches tras un accidente y la modificaron para poder usarla para medir el gap existente entre los implantes y una estructura metálica fabricada sobre ellos. La cámara se calibró para que el error estándar de las fotos fuese de 0'005 mm en cada posición. En 1999 Jemt describió su uso como técnica para el registro intraoral de la posición de implantes dentales, utilizando en este caso una cámara Pentax con una lente gran angular y dos espejos paralelos orientados delante de ésta para poder tomar varias imágenes de los implantes en una única toma¹⁷². Las fotos se colocaron en un trazador analítico bajo visión estereoscópica para medir tridimensionalmente las orientaciones del eje y el centro de los implantes, y esos datos se emplearon como base para el fresado de estructuras de las que luego se estudiaría el ajuste, comparándolas con las obtenidas con impresiones convencionales^{172,173}. En 2005 Ortrop, perteneciente al mismo equipo de trabajo, pudo demostrar que, en esas condiciones *in vitro*, la exactitud tridimensional de las mediciones del centro del implante realizadas con fotogrametría presentaban una discrepancia tridimensional media de 24 μm de margen de error¹⁷⁴, con lo que esta técnica suponía una alternativa viable a la convencional para tomar impresiones sobre implantes, eso sí, siempre que se trabajase con medios de fabricación asociados a sistemas digitales. Por último, Bergin (2013) ensayó *in vitro* la captura de la posición de los implantes de un modelo mandibular con cinco fijaciones de Nobel Replace®. Para ello creó un equipo fotogramétrico usando una cámara digital Nikon con lente macro de 105 mm, fija sobre un trípode a 45 cm del modelo, y cinco “dianas ópticas” (posicionadores) que se atornillaban a los implantes y consistían, cada una, en un vástago con dos bolas de 3 mm de diámetro separadas por una longitud de 12 mm. Se añadieron otras dos referencias horizontales para permitir el auto-calibrado por parte del software. Como resultado concluyó que la precisión del método fotogramétrico

era similar a la que presentan las máquinas de medición de coordenadas (CMM) y mejor que la del método convencional de impresión ferulizada con material acrílico y cubeta abierta¹⁷⁵. Sin embargo, la exactitud total fue similar con ambas técnicas.

La Fotogrametría se ha empleado también como método para medir la discrepancia que existe entre la posición preoperatoria (que se establece al diseñar digitalmente un caso de cirugía guiada) y la postoperatoria¹⁶⁶, o para generar un modelo 3D de la cara del paciente y sus arcadas dentarias con el fin de tener registro de su oclusión y poder planificar tratamientos, así como para su conservación a efectos documentales. Estudios recientes afirman que la Estereofotogrametría 3D es un método exacto y fiable a la hora de realizar mediciones tridimensionales faciales y dentales, además de ser simple y más barato que otras técnicas que se emplean en la actualidad con el mismo fin¹⁷⁶, como son el escaneado láser, la tomografía 3D y el CBCT 3D. Para el registro de los tejidos blandos en Ortodoncia resulta igual de exacto que las medidas de la fotogrametría 2D y las mediciones antropométricas directas, con la ventaja de que tiene una elevada reproducibilidad intra- e interobservador, lo que lo hace muy fiable¹⁷⁷. En el escaneado facial tiene una alta exactitud, fiabilidad y reproducibilidad, igual que la del escaneado mediante luz estructurada¹⁷⁸. Debido a esto está empezando a estudiarse también como método de registro en la fabricación de prótesis faciales. El hecho de que se pueda reproducir la superficie de la cara sin necesidad de contacto o de materiales de impresión que deforman los tejidos y le resultan molestos al paciente, supone una enorme ventaja en estos casos. Runte valoró su exactitud para conseguir una prótesis orbitaria bien ajustada y obtuvo resultados de ajuste muy satisfactorios, además de rapidez en la fabricación al ser parte del proceso digital¹⁷⁹.

1.5.4.- El sistema PIC dental

En 2010 comenzó a desarrollarse en España un nuevo método de impresión digital asociado, al igual que los escáneres intraorales, al CAD/CAM, y basado en la Fotogrametría: PIC dental (Iditec North West SL). Este sistema sólo realiza mediciones entre implantes, no de dientes ni de implantes unitarios, y los tejidos blandos se obtienen a partir de una impresión de alginato con los pilares de cicatrización colocados, o bien utilizando un escáner intraoral.

El sistema PIC (*Precise Implants Capture*) se basa en la utilización de una estereo-cámara (o cámara dual) de alta precisión, compuesta por dos sensores CCD (*charge-coupled device*) con dispositivo de carga acoplada y ópticas anguladas de forma fija que realizan fotos con ambas ópticas a la vez para calcular la posición espacial mediante triangulación. Dotada con flash circular infrarrojo, realiza hasta 64 fotos de alta precisión por segundo y está verificada con una precisión de 10 μm (o, sea, su margen de error es inferior a 10 μm) en un área de medida de 150 x 150 mm. Esta cámara registra la posición relativa de los PIC *transfers* atornillados a los implantes, proporcionando los vectores directores (posición y dirección) de cada uno de ellos, relacionándolos entre sí, lo cual permite obtener una medida precisa de los ángulos y distancias entre cada implante de la boca del paciente; y lo hace desde una localización extraoral, más cómoda para éste. Para realizar el registro la cámara debe colocarse a una distancia de entre 15 y 30 cm de la boca y con un ángulo que no supere los 45°. El disparo es automático y se produce en tiempo real, mientras en la pantalla del ordenador del sistema se completan las barras de progresión de la captura. El tiempo total de “toma de impresión” es inferior a 20 segundos por cada implante. Mientras dura el registro el paciente puede moverse y el hecho de que haya saliva o sangre en boca no produce interferencias en el proceso. Además, según el fabricante, la cámara se entrega calibrada y no es necesario re-calibrarla a menos que reciba un golpe.



Figuras 33 y 34. PIC Cámara y PIC transfers atornillados en boca

Antes de realizar la captura es necesario introducir los datos del paciente en el software (nombre, datos médicos y/o demográficos) y, por supuesto, los datos de los implantes cuya ubicación se quiere registrar (posición en la arcada, fabricante, modelo, plataforma, diámetro y altura del pilar de cicatrización), junto con el código del PIC *transfer* que irá atornillado en cada localización.

También ha de establecerse qué implante/s van a actuar como referencias para la captura. Cuantos más sean, mayor será la precisión de la misma ya que eso querrá decir que, si no aparecen todas las referencias, la captura no se produce y que, una vez obtenidas las fotos, tienen más puntos para solapar.

Cuando los implantes están muy cerca o convergen, la captura se puede hacer en varias fases separadas, siempre que se mantengan los *transfers* establecidos como referencia en su posición, es decir, que no se toquen. De esta forma un PIC *transfer* ya registrado que no sea referencia podría desatornillarse permitiendo registrar los de otras posiciones a continuación.

Durante el proceso de captación en la pantalla del ordenador aparecen unas barras de progreso que informan del mismo en los distintos implantes y permiten ver cuáles son los que actúan como referencias ya que aparecen encuadrados. Igualmente se pueden ver las imágenes procedentes de cada una de las dos cámaras. Si el número del implante aparece en verde es que está siendo capturada su información. Cuando se obtiene el 100% el número se vuelve de color rojo.

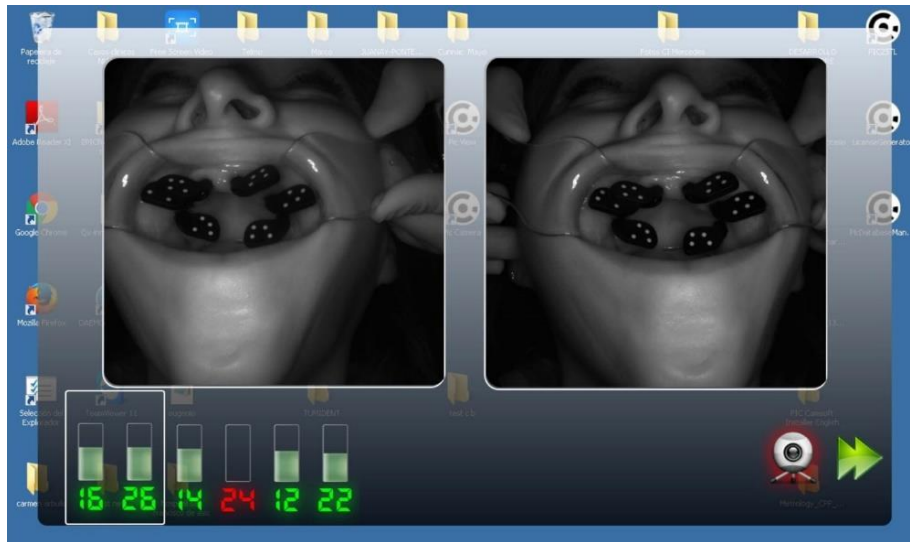


Figura 35. Captura de la posición de seis implantes en progreso con sistema PIC

Una vez terminada la captura, el símbolo de la PIC *Cámara* que se encuentra en la esquina inferior derecha de la pantalla pasa a tener un halo verde y ya se puede procesar el archivo. El sistema importa el archivo PIC, que contiene los ángulos de los implantes y distancias interrelacionadas, y/o el archivo STL, para el diseño de la estructura. El software PIC Pro es un software de reconocimiento de códigos que, una vez que reconoce cada aditamento y le asigna un vector, puede combinar el archivo PIC obtenido con el diseño de la prótesis virtual (archivo STL abierto que podría enviarse a distintos centros CAD/CAM para la creación de estructuras). Este software de gestión de datos permite realizar los siguientes procesos: realización de fotografías, reconocimiento, identificación, posicionamiento vectorial, cálculo vectorial (ángulos y distancias), filtros para control de calidad, asignación de geometrías y exportación de archivos.

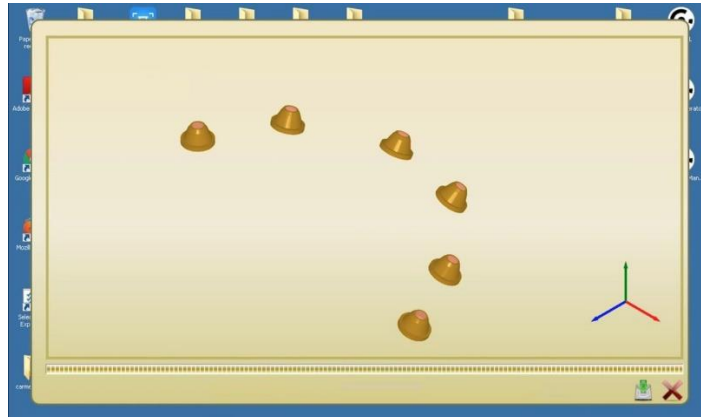


Figura 36. Imagen final con la posición de las conexiones de los implantes interrelacionadas

El sistema avisa del movimiento de los aditamentos, lo cual puede significar que un *transfer* está mal atornillado o incluso que un implante ha fracasado. Además, si por cualquier motivo hubiese que interrumpir la toma, se podría continuar después donde se dejó, y evita los problemas de la técnica convencional; no se necesitan análogos, cubetas, ni materiales de impresión o ferulización. Tampoco hay que almacenar, transportar y vaciar la impresión. Por ello, reduce la presencia de errores potenciales causados por contracción/expansión de materiales o por la manipulación de los operadores.

Los *PIC transfers* mencionados anteriormente son pilares atornillables, calibrados y codificados, de 14 mm de altura, que han sido diseñados con forma de banderas negras, cada una de ellas con una distribución única de cuatro puntos blancos ($\varnothing 2\text{mm}$) en su superficie. Esta distribución permite al software de la cámara reconocerlos. Puesto que para trabajos de fotogrametría es deseable que exista el mayor contraste posible entre las marcas de referencia y el fondo estos aditamentos utilizan un material negro de fondo para las marcas de referencia (blancas). Fabricados en PPSU (polifenilsulfona), un material termoplástico amorfo, de elevada rigidez y muy resistente a químicos, los *PIC transfers* presentan una elevada resistencia y dureza, son biocompatibles y puede esterilizarse químicamente o en autoclave. Además, se fabrican y calibran con máquinas de control de calidad con una precisión de 0'25 micras.

Los escáneres intraorales pueden obtener un archivo STL con toda la topografía oral (incluyendo dientes y encía) pero definen cada nuevo punto 3D

capturado sin una referencia fija respecto al resto de puntos del STL. Por ello al final del proceso de escaneado el archivo obtenido contiene varios errores sistemáticos, cosa que no ocurre con la estereofotogrametría ya que ésta genera información de los ejes “x-”, “y-” y “z-” con una relación fija con el resto de puntos, de tal forma que los datos quedan interrelacionados y no pueden ser separados. Así, el archivo STL obtenido con esta técnica contiene información sobre la posición exacta de los implantes pero no del resto de estructuras. Esto se tiene que obtener mediante otro STL (partiendo de una impresión de alginato, por ejemplo). Las ventajas del sistema PIC sobre los escáneres intraorales podrían ser, además de una mayor exactitud debida a su tecnología, que el registro es más rápido, es extraoral (no hay que introducir nada en la boca aparte de los PIC *transfers*) y no importa que exista movilidad del paciente durante la toma de las imágenes. Además, según los fabricantes no existe influencia del operador, por lo que todos los usuarios pueden obtener registros de alta calidad.

Existen pocos artículos sobre el uso de la Estereofotogrametría como técnica de impresión en Odontología y los que hay se limitan a explicar la técnica y presentar su empleo en casos con pacientes. En 2014 Pradíes publicó una serie de tres casos usando el sistema PIC dental para registrar la posición de varios implantes¹⁸⁰; concretamente en un caso con seis implantes Straumann® en mandíbula, otro con 4 implantes SwissPlus®, también inferiores, y un último caso de 14 implantes (8 superiores y 6 inferiores) de Straumann®. En todos, la captación de las imágenes se realizó de forma rápida y sencilla para los operadores. La prótesis se fabricó directamente a partir de esos registros (STL), utilizando tecnología CAD/CAM. Una vez terminada, se comprobó su ajuste en boca mediante el test de Sheffield y presión digital, y se realizaron revisiones periódicas hasta 12 (caso 3) y 24 meses después (casos 1 y 2), no encontrando alteraciones biológicas ni mecánicas. Al concluir, se definió la técnica como fiable, rápida y sencilla de realizar, aunque el autor considera que el hecho de tener que tomar una segunda impresión para obtener los tejidos blandos podría ser un hándicap. El mismo año Peñarrocha-Oltra publicó otro caso clínico en el que a un paciente con 3 implantes Euroteknika (ETK) colocados en la zona posterior del

primer cuadrante se le realizaba una impresión con el mismo sistema¹⁸¹. Se obtuvieron 150 imágenes en sólo 60 segundos, la prótesis se fabricó igualmente mediante CAD/CAM y el ajuste fue bueno, sin problemas a los 12 meses de la colocación. En 2015 apareció un artículo de Agustín-Panadero et al, también presentando un caso de toma de impresión en una arcada completa con 8 implantes Mozo Grau®. Del mismo modo que en los artículos anteriores, los autores evaluaron la técnica como exacta para la realización de prótesis sobre implantes y, por tanto, recomendable para conseguir ajuste pasivo en las estructuras¹⁸².

Los artículos más recientes describen su uso en casos de toma de impresión sobre múltiples implantes en el momento de la cirugía y colocación de una prótesis atornillada provisional al día siguiente. Sánchez-Monescillo (2016) publicó un caso clínico sobre 7 implantes Zimmer®. En él se tomó una registro mediante fotogrametría para colocar, a las pocas horas, una prótesis provisional, definiendo el procedimiento como preciso y con ventajas sobre la técnica convencional (como el ahorro de tiempo y de varios pasos de laboratorio)¹⁸³. Un caso similar es el descrito por Gómez-Polo (2017) al colocar 3 implantes inmediatos BioHorizons® en sector anterior y tomar registro de su posición con el sistema PIC para fabricar y colocar, al día siguiente, un puente provisional de siete piezas fabricado en POM (polioximetileno), que se mantuvo en boca sin complicaciones durante seis meses¹⁸⁴. Pasado ese tiempo no se volvió a tomar una nueva impresión con PIC sino solamente un alginato de los tejidos blandos. La estructura de la prótesis definitiva mostró un ajuste correcto. Peñarrocha-Oltra (2017) describe cómo se usó esta técnica para tomar impresión de ocho implantes Mozo-Grau en maxilar superior y cómo la prótesis provisional fabricada a partir de esa captura tuvo buen ajuste pasivo y permaneció en boca durante el periodo de osteointegración¹⁸⁵. Tanto este autor como Sánchez-Monescillo recomiendan la técnica para su uso en arcadas completas, pero añaden que se necesitan más estudios con grupo control para compararla con otras técnicas. La misma sugerencia realiza Suárez (2018) tras presentar el caso de una rehabilitación metal-resina inferior sobre cuatro implantes Zimmer, con

estructura de cromo-cobalto fabricada mediante sinterizado láser y tras haber tomado las impresiones con el sistema PIC: la técnica proporciona un buen ajuste pasivo en estas rehabilitaciones¹⁸⁶ pero se precisan más artículos que determinen sus méritos.

En cuanto a la satisfacción de los pacientes con el sistema, Peñarrocha-Diago la estudió en varios casos de pacientes que necesitaban rehabilitaciones de arcada completa sobre implantes Mozo-Grau®, a los que se les realizó bien registro con PIC, bien impresión convencional ferulizada (con Pikuplast® y poliéter). El grupo digital mostró mejores puntuaciones de satisfacción, tanto entre los pacientes como entre los profesionales¹⁸⁷, lo cual podría deberse, según los autores, a que el tiempo de impresión es menor y los pacientes toleran mejor en boca los PIC *transfers* que los materiales plásticos.

1.6.- EXACTITUD, PRECISIÓN Y VERACIDAD

De acuerdo con la ISO 5725-1:1994, el término general "**exactitud**" se utiliza para describir la cercanía de una medición al verdadero valor. Cuando el término se aplica a un grupo de mediciones sobre un mismo mensurando, tiene dos componentes¹⁸⁸:

- **Veracidad**: o la cercanía de la media aritmética de un grupo de mediciones al verdadero valor. Nos habla del error aleatorio (aquel error inevitable que se produce por eventos únicos imposibles de controlar durante el proceso de medición).
- **Precisión**: la cercanía de agrupación entre un grupo de resultados. Normalmente se expresa en términos de "desviación estándar". Hace referencia al error sistemático. Éste es aquel que se produce de igual modo en todas las mediciones que se realizan de una magnitud. Puede

estar originado en un defecto del instrumento, una particularidad del operador o del proceso de medición, etc.

Se realiza esta puntualización ya que, aunque en la literatura en español es frecuente que aparezcan sólo los términos de exactitud y precisión, asociando el primer término con la veracidad, en muchas de las publicaciones científicas en inglés consultadas para el desarrollo de la presente tesis^{105,124,136,149,189-196} se realiza la distinción de analizar la veracidad (*trueness*) y la precisión (*precision*) como componentes de la exactitud (*accuracy*), sobre todo al estudiar técnicas digitales, y los resultados se proporcionan según estas definiciones.

De esta manera los esquemas representativos de estos conceptos que habitualmente se ven en libros de texto...

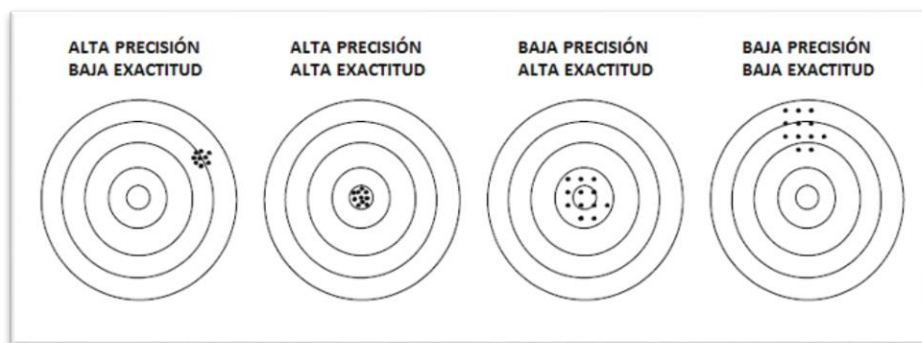


Figura 37. Representaciones de exactitud y precisión¹⁹⁷

... quedarían así, aplicando la ISO 5725:

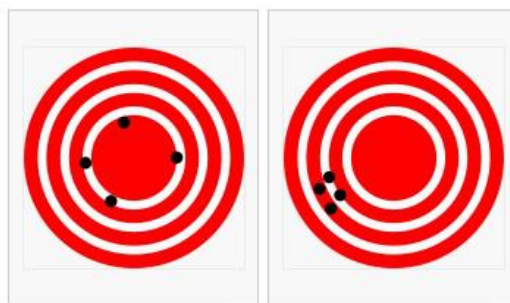


Figura 38. Exactitud, veracidad y precisión¹⁹⁸

En la primera diana se aprecia baja exactitud, con mala precisión y buena veracidad. En la segunda, la exactitud es igualmente escasa, con una mala veracidad aunque la precisión es buena.

Es decir, que la exactitud se expresa como suma de dos términos: **veracidad** (proximidad con el valor de referencia aceptado o valor verdadero) y **precisión** (dispersión de los resultados).

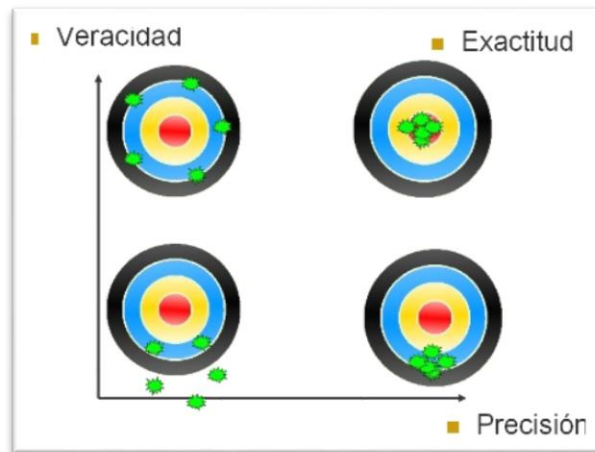


Figura 39. Relación entre exactitud, veracidad y precisión¹⁹⁹

Es necesario considerar la "**precisión**" porque pruebas realizadas sobre materiales en principio idénticos y bajo circunstancias también aparentemente idénticas no generan, en general, resultados idénticos. Este hecho se atribuye a errores aleatorios inevitables e inseparables del procedimiento de medición. A la hora de interpretar los datos de medición esta variabilidad debe ser tenida en cuenta.

La "**veracidad**" de un método de medición resulta de interés si es posible establecer un valor considerado como verdadero para la propiedad medida. Esta veracidad del método de medición puede estudiarse comparando el valor de referencia aceptado con los resultados proporcionados por el método a estudiar. Normalmente, la veracidad se expresa en términos de sesgo.

El sesgo (o error sistemático) ocurre cuando se introduce un error en el diseño del estudio, de tal forma que se produce igualmente en todas las mediciones realizadas de una magnitud, apareciendo una diferencia sistemática entre grupos que no es posible atribuir al factor que se estudia²⁰⁰.

Si el sesgo es no significativo (no hay error sistemático, resultados veraces), la exactitud del método es equivalente a su precisión:

- Si la precisión es baja (alto error aleatorio), cualquier resultado será inexacto y podrá diferir considerablemente del verdadero valor convencional.
- Si la precisión es buena (bajo error aleatorio) todos los resultados serán exactos a menos que haya error sistemático.

Si el sesgo es significativo (hay error sistemático), incluso resultados con alta precisión serán inexactos.

1.7.- MÉTODOS DE EVALUACIÓN DE LAS TÉCNICAS DE IMPRESIÓN

En la literatura revisada se describen métodos variados para determinar la exactitud de los modelos obtenidos mediante distintas técnicas de impresión, convencionales y digitales, que permiten compararlos con los modelos de referencia. En 2015 Kim clasificó estos métodos de evaluación en cuatro grupos, según su metodología⁸³:

a) El método más empleado por los investigadores (en más del 50% de los estudios revisados) y en el que se encuadra la técnica empleada en la presente tesis, consiste en medir el grado de desviación lineal de la posición de la cabeza del implante o pilar. Existen varias formas de medir esta distorsión:

- Midiendo la cantidad de desplazamiento tridimensional de los centros de los implantes (Δx , Δy , Δz). Esto se considera lo más intuitivo, aunque presenta el

inconveniente de que, cuando una técnica provoca más desplazamiento en un eje que otra, pero los resultados son al revés en otro eje, es complejo determinar cuál de las dos es más exacta y es por ello que, al final, la mayoría de los estudios proporcionan el desplazamiento total tridimensional (Δr).

- Midiendo la diferencia en distancia lineal entre los centros de los implantes (Δr , $\Delta r^2 = \Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2$). Este cálculo se realiza sólo en el plano horizontal y se considera un método simple e intuitivo, aunque no pueda detectar la rotación del cuerpo del implante o su eje largo.

- Midiendo la distancia entre dos puntos de referencia previamente determinados. En los artículos revisados estos puntos pueden ser vértices de un hexágono en implantes de conexión externa, el centro de la bola en ataches redondos para sobredentaduras, la parte más alta o un lado de tornillos pasantes de cofias de impresión, la cara plana de los scanbodies, etc. Se considera una modificación de la técnica anterior y es muy simple, pero resulta difícil realizar la calibración.

b) La segunda técnica consiste en medir la distorsión angular del eje longitudinal del implante o pilar. Esta discrepancia angular se clasifica en dos categorías: rotación de la cabeza del implante alrededor del eje longitudinal del mismo, y rotación traslacional del eje respecto a un plano o eje de referencia. Lo más frecuente es escoger un implante como eje de referencia y medir los ángulos entre ese eje y los ejes longitudinales del resto de implantes.

La mayoría de los estudios que usan estos dos primeros métodos utilizan softwares específicos para medir las desviaciones. Una vez que se obtienen las mediciones de los modelos, físicos o digitales, en formato STL, resulta más sencillo obtener las coordenadas de los centros y realizar cálculos de ángulos y distancias diversas, por lo que es frecuente que los estudios proporcionen resultados de ambas mediciones para evaluar la exactitud de las técnicas de impresión^{102,121,123,128,131,189,201-216}.

Usualmente se utilizan máquinas de alta precisión para la medición (CMM), como mínimo, del modelo maestro o de referencia, aunque en algún estudio también los modelos de estudio se miden de esta forma^{71,78,202,206,207,209,213,216-218}. En el resto, los modelos obtenidos mediante técnicas convencionales se escanean con distintos escáneres de laboratorio para obtener sus correspondientes archivos digitales, mientras que los escaneados procedentes de técnicas de impresión digitales pueden ser procesados directamente. Una vez conseguidos todos los archivos STL se procede a obtener las coordenadas de los centros de los implantes, calcular las distancias entre puntos o entre coordenadas, y realizar las mediciones angulares.

Más del 50% de los estudios revisados superponen los archivos STL de estudio sobre el de referencia para el cálculo de las discrepancias tridimensionales, aunque sólo algunos mencionan el método empleado para hacerlo. Dentro de los que sí lo especifican el más frecuente consiste en utilizar el algoritmo *best-fit*^{29,89,97,98,105,124,131,134,162,189,219,220}, que superpone dos nubes de puntos de la mejor manera posible para crear una media de errores¹²⁷, aunque hay autores que no lo recomiendan para examinar la exactitud de técnicas de escaneado intraoral, sobre todo en arcadas completas^{123,127,132}, ya que podría no mostrar las divergencias reales suficientemente cuando los errores son acumulativos y van sumándose a lo largo del proceso de *stitching* de las imágenes. Sin embargo sí podría ser útil en escaneados de hasta un cuadrante¹⁹². Di Fiore (2015), por su parte, alineó los centros estimados de los implantes utilizando el método de “mínimos cuadrados”¹⁰⁶ (*least squares method*), cuyo algoritmo “optimizó” la posición y orientación del modelo/impresión considerando, al mismo tiempo, las distancias 3D entre cada transfer y su análogo.

Giménez y otros autores han empleado el método “zero”^{123,127,132,136,204,221}, tomando el centro de uno de los implantes como origen para obtener las desviaciones lineales y angulares, sin necesidad de hacer una superposición de datos globales.

También se pueden realizar mediciones en los archivos STL sin llevar a cabo solapamiento ^{71,78,102,121,128,201,203,205,206,208,209,216,217,222,223}.

Las **distancias** entre puntos seleccionados de distintos implantes también se han medido usando microscopios ópticos calibrados, con distintas magnificaciones^{82,102,210,224-227} o, en otros estudios, mediante proyectores de perfil con una magnificación de (x10). Estos instrumentos, también llamados comparadores ópticos son útiles para el control de calidad y permiten realizar mediciones sobre las imágenes que proyectan^{74,228,229}.



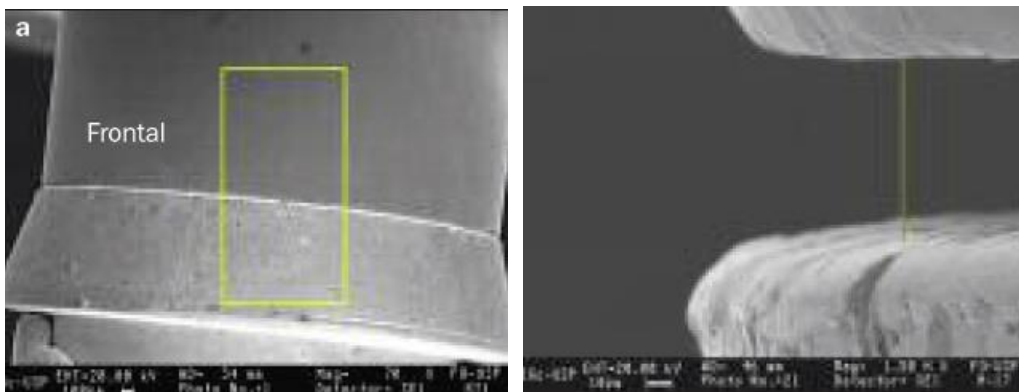
Figura 40. Proyector de perfil^{228(p281)}

En cuanto a las angulaciones de los implantes, existen estudios que han calculado sus variaciones mediante la obtención de fotografías de los modelos de estudio y la realización de mediciones con programas como el Adobe Photoshop²³⁰ o AutoCAD²³¹ y también escaneando los modelos con escáneres como el HP Scanjet 6100C²³².

c) El tercer método para comparar técnicas de impresión es medir el desajuste existente entre una estructura fabricada sobre el modelo maestro (de referencia) y los análogos de los implantes o pilares de los modelos de estudio.

Las estructuras pueden ser fresadas en titanio¹⁵⁹ o zirconio⁸⁵, o coladas en aleaciones de paladio-plata^{8,233,234}, oro-paladio⁸¹, cromo-cobalto^{235,236} o titanio²³⁷. En otros estudios, como en los del grupo de Del'Acqua y de Ávila, las estructuras se fabrican soldando barras de titanio de 2 mm de diámetro a cilindros prefabricados del mismo material²³⁸⁻²⁴¹.

A pesar de la diversidad en las estructuras, la mayoría de los estudios coincide al medir el tamaño del *gap* existente entre implantes y estructura empleando *softwares* específicos que reciben imágenes de cámaras o videocámaras conectadas a microscopios ópticos^{8,81,233-236,238-241}, con diversas magnificaciones que varían desde (x16) hasta (x250). Un estudio empleó un comparador óptico portátil, consistente en una pantalla con líneas de referencia horizontales y verticales para estandarizar la posición de los modelos¹⁵⁹; otro obtuvo las imágenes con una cámara Canon EOS30D y un objetivo macro (x5) y midió la discrepancia con un calibre digital²³⁷, y los dos que comprobaron el ajuste *in vivo* emplearon, bien exploraciones tomográficas²⁴², bien la comprobación del ajuste con una sonda exploratoria con punta de 50 μm ⁸⁵.



Figuras 41 y 42. Imágenes de ajuste marginal en microscopio electrónico^{234(p119)}

La desventaja que presenta este método es que, al atornillar las estructuras, un desplazamiento angular muy pequeño puede crear un gran *gap* en el lado contrario, e identificar qué implante o pilar específico está mal posicionado es difícil.

d) Por último, también se puede medir la tensión generada en los modelos de estudio por una estructura fabricada sobre el modelo maestro.

Los siete artículos revisados que emplean esta técnica^{4,20,67,96,243-245} han utilizado *extensiómetros*, que son sensores cuya resistencia varía según la carga aplicada. Estos sensores consisten en una lámina metálica o un alambre fino que se adhiere a los pilares de la estructura a estudiar mediante un adhesivo (cianoacrilato) y, según se deforma la estructura, también ellos se deforman, convirtiendo la tensión en un cambio en la resistencia eléctrica que puede ser medido. Las señales se miden en mV y luego se convierten en unidades de tensión/deformación ($\mu\text{m}/\text{m}$). De estos estudios, sólo dos han sido publicados en los últimos diez años.



Figura 43. Modelo con cuatro extensiómetros colocados por mesial y distal de los implantes^{243(p558)}

Figura 44. Extensiómetros lineales pegados a la superficie plana de los conectores de la estructura^{20(p381)}

2.- JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

2.1.- JUSTIFICACIÓN

Como se ha adelantado en la Introducción, el ajuste pasivo de las estructuras implanto-soportadas resulta imprescindible para el éxito a largo plazo de los tratamientos implantológicos. Con el paso del tiempo se han producido avances en las técnicas y materiales de impresión, y también en los procedimientos de fabricación de estructuras, que han llevado a ajustes cada vez más exactos. Está demostrado que la toma de impresión convencional puede sumar pequeños errores debido a que consiste en varios pasos secuenciados y manuales; todos ellos sensibles a la técnica y al operador, desde la mezcla del material de impresión hasta el vaciado de los modelos en escayola. Estudios publicados en los últimos años parecen indicar que los escáneres intraorales permiten obtener impresiones igual de exactas que las técnicas convencionales, pero de una forma más confortable para el paciente, más fácil de realizar y que ahorra tiempo. Además eliminan pasos intermedios, no sólo en la clínica, sino también en los laboratorios. Sin embargo, las distintas tecnologías de los escáneres afectan a su desempeño y se ha visto que no son igual de fiables al escanear un cuadrante que una arcada completa, puesto que los escaneos de arcada completa van perdiendo precisión conforme aumenta el tramo a escanear. Por otra parte, su empleo necesita entrenamiento y seguir minuciosamente la secuencia de escaneo descrita por el fabricante. Mientras tanto, siguen compitiendo en el mercado con unas impresiones convencionales más baratas y al alcance de cualquier clínico. La técnica de impresión mediante estereofotogrametría (PIC dental), por el contrario, no precisa aprendizaje y no genera un modelo 3D simplificado, sino que mide la distancia en tres dimensiones entre diferentes puntos del espacio. Además, al realizar la captura de las mismas desde fuera de la boca puede ser incluso más rápida y sencilla, pero es una técnica mucho menos difundida y no hay estudios que la hayan comparado con otras técnicas. Su fiabilidad se basa, por ahora, en su éxito en casos clínicos aislados en los que las estructuras obtenidas a partir de sus

archivos han demostrado buen ajuste *in vivo*. Por ello se necesitan estudios, como el de la presente tesis, que permitan determinar su exactitud (veracidad y precisión) respecto a la técnica que hoy en día se considera “*gold standard*” y que resulta accesible a todos los odontólogos.

En cuanto a considerar el tipo de conexión y la angulación como factores influyentes en la obtención de modelos fiables, resulta intuitivo pensar que cuando los implantes presentan angulación entre sí puede resultar más difícil realizar una impresión convencional porque hay que tener en cuenta el eje de desinserción de la cubeta y la posible deformación del material al sufrir tensión. Sin embargo, puesto que con las técnicas digitales, tanto intraorales como extraoral, no es necesario extraer los posicionadores, su influencia podría ser menor o incluso nula y, de existir, podría estar relacionada con la dificultad o no que esa posición añadiese al proceso de captura del scanbody o del PIC *transfer*. En cuanto a las conexiones, se han estudiado mucho menos y, generalmente, en combinación con la angulación. Cuanto mayor es la superficie de fricción de las cofias de impresión con los implantes, como por ejemplo en los casos de conexiones internas cónicas, mayor puede ser la dificultad que tengamos para retirar una impresión realizada con técnica convencional ferulizada, incluso en implantes paralelos. Estos dos puntos consideramos merecen ser estudiados igualmente para aportar nuevos resultados a los ya publicados que, a día de hoy, no son concluyentes.

2.2.- OBJETIVOS

2.2.1.- Objetivo general

El objetivo general de la presente tesis es determinar la exactitud (veracidad y precisión) de dos sistemas de registro de implantes, estereofotogrametría y técnica convencional ferulizada, en prótesis fija de arcada completa, sobre implantes de conexión externa e interna, paralelos entre sí o angulados.

2.2.2.- Objetivos específicos

- 1) Comparar la **veracidad** de ambos sistemas de registro, independientemente de las variables angulación y conexión del implante.
- 2) Evaluar si la diferencia de **conexión** influye en la **veracidad** de la técnica estereofotogramétrica y/o la convencional ferulizada.
- 3) Analizar si la existencia de **angulación** entre los implantes afecta a la **veracidad** de las técnicas de registro a estudiar.
- 4) Comparar la **precisión** de los dos sistemas, independientemente de las variables angulación y conexión del implante.
- 5) Analizar si la existencia de **angulación** entre los implantes afecta a la **precisión** de los sistemas de registro a estudiar.
- 6) Evaluar si la diferencia de **conexión** influye en la **precisión** de la técnica estereofotogramétrica y/o la convencional ferulizada.
- 7) Comprobar si existen diferencias en las **desviaciones angulares** producidas con ambas técnicas.
- 8) Identificar si la **conexión** de los implantes influye en el grado de **desviación angular** medida.
- 9) Determinar si la **angulación** de los implantes afecta al grado de **desviación angular** medida.
- 10) Comprobar si ambas técnicas presentan una **exactitud** clínicamente aceptable para su empleo en impresiones de arcada completa.
- 11) Estudiar si las **desviaciones angulares** producidas con ambos sistemas de registro estarían dentro de los valores clínicamente tolerables.

3.- HIPÓTESIS DE TRABAJO

Se exponen las siguientes hipótesis nulas (H_0) de trabajo:

- **H₀₁**: No existen diferencias estadísticamente significativas en la veracidad de ambas técnicas.
- **H₀₂**: No existen diferencias estadísticamente significativas en la veracidad de ambos sistemas, entre modelos con implantes de conexión interna y externa.
- **H₀₃**: No existen diferencias estadísticamente significativas en la veracidad de ambos sistemas, entre modelos con implantes paralelos y angulados.
- **H₀₄**: No existen diferencias estadísticamente significativas en la precisión de ambas técnicas.
- **H₀₅**: No existen diferencias estadísticamente significativas en la precisión de ambas técnicas, entre modelos con implantes paralelos y angulados.
- **H₀₆**: No existen diferencias estadísticamente significativas en la precisión de ambas técnicas, entre modelos con implantes de conexión interna y externa.
- **H₀₇**: No existen diferencias estadísticamente significativas en las desviaciones angulares producidas con ambos sistemas.
- **H₀₈**: La conexión (interna o externa) de los implantes no influye en la desviación angular producida con ambos sistemas.
- **H₀₉**: La presencia o ausencia de angulación entre los implantes no influye en la desviación angular observada en ambos sistemas.
- **H₀₁₀**: La exactitud de ambas técnicas de registro se encuentra por debajo de los valores clínicos de tolerancia.
- **H₀₁₁**: Las desviaciones angulares medias de ambas técnicas están dentro de los valores clínicos de tolerancia.

4.- MATERIAL Y MÉTODO

La presente tesis compara dos sistemas de registro en Implanto-prótesis: impresión convencional ferulizada con polivinilsiloxano y captación mediante estereofotogrametría. Para ello se han fabricado cuatro modelos maestros (o de referencia), cada uno con 6 implantes en posiciones #16, #14, #12, #22, #24 y #26, simulando cuatro situaciones clínicas distintas. Para organizar los modelos y los registros se consideraron dos grupos según la conexión de los implantes (CE = conexión externa, CI = conexión interna) y dos subgrupos dentro de cada uno de ellos de acuerdo a la angulación (P= implantes paralelos, A = implantes angulados), de tal forma que los cuatro modelos maestros pasaron a denominarse CE-P, CE-A, CI-P y CI-A. De cada uno de ellos se han tomado 20 impresiones; 10 con cada método (N=10).

- **CE-P:** Implantes con Conexión Externa, Paralelos.
- **CE-A:** Implantes de Conexión Externa, Angulados [#16=20° distal, #14=10° mesial, #12=0°, #22=0°, #24=15° mesial, #26=30° distal].
- **CI-P:** Implantes con Conexión Interna, Paralelos.
- **CI-A:** Implantes de Conexión Interna, Angulados [#16=20° distal, #14=10° mesial, #12=0°, #22=0°, #24=15° mesial, #26=30° distal].

4.1.- FABRICACIÓN DE LOS MODELOS DE REFERENCIA

Se fabricaron cuatro modelos maxilares, cada uno con seis análogos de acero compatibles con implantes 3i (Zimmer Biomet) de conexión ancha (Ø5'1 mm). El motivo de seleccionar estos implantes radicó en su diseño favorable ya que, tanto en su versión de conexión interna como en la externa, la cabeza del implante presenta una superficie plana de tamaño suficiente que permite que las mediciones se realicen de forma óptima utilizando una *CMM* industrial (*Máquina de Medición por Coordenadas*) de registro táctil. En concreto se emplearon doce análogos de implantes tipo Certain Ø5'1 mm (conexión interna hexagonal, ref. *IPD/BB-AW-00*) y otros doce de implantes tipo Osseotite Ø5'1 mm (conexión

externa hexagonal, ref. *IPD/BA-AW-00*). Para la fabricación de los modelos se realizó un diseño previo en ordenador, estableciendo las angulaciones relativas entre los seis implantes. Según ese diseño, se obtuvo una estructura metálica sintero-fresada en cromo-cobalto a la que atornillar los análogos (figs. 45-47), evitando así su movilidad durante la fabricación del modelo. Esta estructura reproducía, en su cara interna, la forma de una arcada maxilar. Una vez atornillados los análogos se vertió silicona rosa (*Gingifast Elastic, Zhermack®*) para conformar la zona de encía del modelo (fig. 48). El vaciado posterior se realizó con resina acrílica termopolimerizable (*Paladon® 65, Heraeus*)(fig.49).



Figuras 45 y 46. Estructuras sintero-fresadas para la fabricación de los modelos de referencia



Figura 47. Dos estructuras con los análogos atornillados

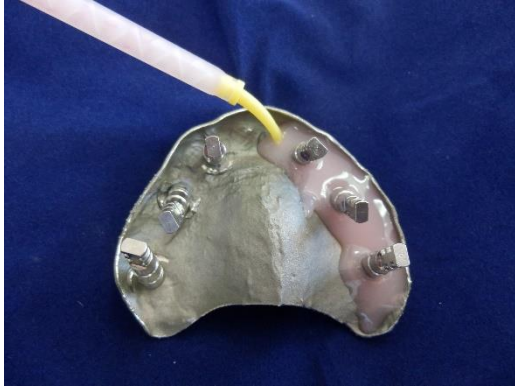


Figura 48. Vaciado con silicona rosa para crear la encía artificial
Figura 49. Vaciado con resina termopolimerizable



Figura 50. Modelos de referencia (4)

4.2.- ESCANEADO DE LOS MODELOS DE REFERENCIA

Los 4 modelos de referencia fueron escaneados en el Centro de Precisión Hexagon-Ditecma (Madrid), mediante una máquina de medición de coordenadas (CMM) Global Evo 09.15.08, con número de serie 906, cuyo fabricante es Hexagon Manufacturing Intelligence (Surrey, Reino Unido). Se empleó un cabezal Hexagon HH-AS8-T2.5, con un sensor TP200, una longitud de vástago de 30 mm con sonda de palpador de rubí de 0'5 mm de diámetro. De acuerdo con la norma UNE EN ISO 10360-2 posee un error máximo longitudinal permitido (MPEE) de $1.3 + 3 L / 1000 \mu\text{m}$, y el error máximo permitido durante la calibración de la sonda de palpado es de $5 \mu\text{m}$ (ver Anexos).



Figura 51. CMM Global Evo 09.15.08 (Hexagon Manufacturing Intelligence)

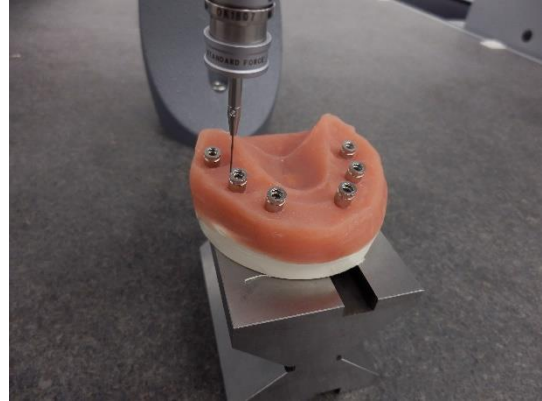


Figura 52. Medición del modelo CI-P

Gracias a este procedimiento se obtuvieron los modelos de referencia digitales frente a los que comparar los obtenidos a partir de las impresiones realizadas durante el desarrollo de la tesis. Los datos fueron entregados, por una parte, en un informe en formato *.pdf* que contenía las coordenadas medidas de los seis implantes y la representación gráfica de los modelos escaneados (ver Anexos) y, por otra parte, un archivo tridimensional en formato *IGES* (*Initial Graphics Exchange Specification*), que puede ser tratado empleando software especializado CAD, como Geomagic® (*3D Systems, Inc.*).

4.3.- PROCEDIMIENTOS DE TOMA DE IMPRESIONES

4.3.1.- Técnica convencional ferulizada con PVS

Esta técnica es considerada la “gold estándar” y consiste en una impresión de arrastre (directa) con cofias para cubeta abierta ferulizadas entre sí, y utilizando un material elastomérico que se carga en una cubeta individual. Las cofias o transfers utilizados para los grupos CE-P, CE-A y CI-P fueron antirrotatorias (ref. *IPD/BA-CW-00*, ref. *IPD/BB-CW-00*). Sin embargo, para las

impresiones del grupo CI-A (conexión interna e implantes angulados) se emplearon cofias rotatorias (ref. *IIC42*, 3i Biomet), siguiendo las directrices del manual protésico de 3i Certain donde se especifica que “las cofias de impresión de arrastre hexagonales no servirán para implantes divergentes múltiples cuando estos están ferulizados”²⁴⁶.

Para la ferulización de las cofias entre sí se siguió la metodología propuesta por el grupo de investigación de Papaspyridakos (Div. Postgraduate Prosthodontics, Tufts University School of Dental Medicine, Boston MA, USA), el cual ha publicado varios artículos estudiando la exactitud de distintas técnicas de impresión en casos de implantes de arcada completa^{85,97,105,124,219,223}.

Las cofias se atornillaron a la cabeza de los implantes en el modelo maestro y se ferulizaron empleando una resina fotopolimerizable con base de uretano dimetacrilato, sin monómero de metilmetacrilato (*Triad® Gel, Dentsply Inc*) y que presenta una contracción de polimerización muy pequeña (0'2-0'38%)⁹⁷. Para estandarizar el grosor del material, primero se hicieron unas barras utilizando pajitas de plástico de 5 mm de diámetro. Éstas se rellenaron con Triad® gel y se fotopolimerizaron en la unidad de polimerización de laboratorio Triad® 2000 (Dentsply). Veinticuatro horas después se procedió a cortar las barras en fragmentos menores, según la separación existente entre las cofias de impresión y esos fragmentos se unieron a ellas añadiendo más material y polimerizándolo a continuación, también en el laboratorio. Esta técnica para controlar el grosor de las ferulizaciones con acrílicos mediante el uso de pajitas fue descrita por primera vez por Dumbrigue⁹⁴ y se ha empleado con Duralay en otros artículos revisados^{224,234,247}.

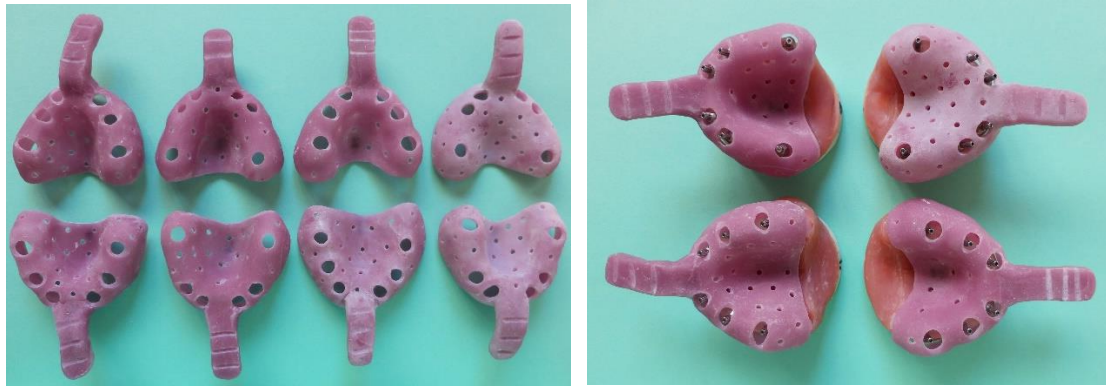


Figura 53. Ferulizaciones de los cuatro modelos



Figura 54. Ferulizaciones de los modelos CE-A y CE-P

A continuación se fabricaron ocho cubetas individuales utilizando planchas de resina fotopolimerizable (Megatray, Megadenta) de 2 mm de grosor y utilizando tres láminas de cera blanda normal para modelar (Cera Reus) como espaciador. Se realizaron ventanas en seis localizaciones, correspondientes a la salida de los tornillos de las cofias de impresión, y varias perforaciones más pequeñas para proporcionar retención al material de impresión. Las cubetas no fueron utilizadas hasta un mínimo de 24 horas después de su fabricación.



Figuras 55 y 56. Cubetas individuales

Una vez realizados todos los pasos anteriores, la técnica de impresión se llevó a cabo, en cada sesión, de la siguiente manera:

- En primer lugar se procedió a realizar 5 cortes finos con disco de pieza de mano a cada una de las ferulizaciones. Los seis fragmentos de atornillaron a los implantes en el modelo y, en las zonas de corte, se añadió y polimerizó una pequeña cantidad de Triad® gel, antes de la toma de impresión.
- Por otro lado, se aplicó adhesivo de cubetas (*Virtual® Refill, Ivoclar*) al interior de las mismas 15 minutos antes de la toma de impresión. De igual forma se aplicó separador de silicona (*Separator for Gingifast, Zhermack - Ref. C400888*) a la encía de los modelos maestros para que no se produjesen adherencias con la silicona de impresión.
- Los modelos se atornillaron a la base superior de una cabeza de maniquí, previamente unida al cabecero del sillón dental, con el fin de imitar la situación clínica de toma de impresión.
- A continuación se rellenó la cubeta con el material de impresión. En este caso, se realizó una técnica en un solo paso, con silicona de adición (polivinilsiloxano) pesada, de automezclado (*Elite HD+ Maxi, Zhermack®*), y fluida (*Elite HD +, Zhermack®*). Siguiendo las indicaciones del fabricante la cubeta permaneció en boca cerca de 7 minutos (tiempo de fraguado a 23°C) antes de proceder a su retirada, en un único

movimiento de desinserción, tras el desatornillado de las cofias de impresión.

La silicona pesada empleada presenta una deformación por presión entre del 1-3%, memoria elástica > 99%, una variación dimensional a las 24 horas inferior al 0'20% y una dureza "Shore A" de 60 ± 2 . Por su parte, las propiedades de la silicona fluida son: deformación por presión de 3-5 %, memoria elástica > 99'5%, variación dimensional a las 24 horas <0'20% y una dureza de 45 ± 2 A.



Figura 57. Modelo con ferulización colocado en cabeza de maniquí

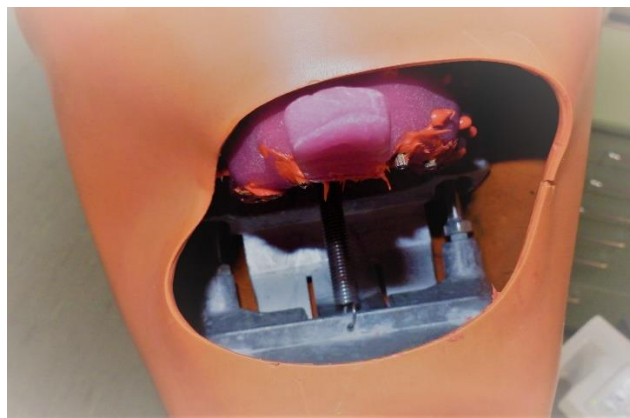


Figura 58. Impresión de arrastre superior con PVS

- Las impresiones se revisaron y, una vez dadas por correctas, se vaciaron, esperando una hora entre la retirada y el vaciado, ya que las siliconas de adición pueden liberar burbujas de hidrógeno capaces de afectar la calidad de la escayola de vaciado si se vacía antes. Sin embargo es cierto que, según las especificaciones técnicas de Elite HD+ su silicona es "compatible con todos los mejores yesos" del mercado y no sería necesario esperar, pudiendo vaciarse hasta 15 días después.

- Los criterios para considerar las impresiones válidas fueron que no existiese movilidad de las cofias, que la superficie del modelo saliese bien reproducida y que nada indujese a pensar que podía haber habido una conexión errónea de las cofias a los implantes (como, por ejemplo, presencia de silicona fluida por debajo de la cofia de impresión). Siguiendo estas premisas no fue necesario repetir ninguna de las 40 impresiones realizadas.
- Para el vaciado se atornillaron cuidadosamente los análogos de implantes (refs. *IPD/BB-AW-00* e *IPD/BA-AW-00*), se aplicó al interior el separador de siliconas (*Separator for Gingifast, Zhermack - Ref. C400888*) y se vació primero, parcialmente, con silicona rosa (*Gingifast Elastic, Zhermack®*) para replicar la encía. Una vez autopolimerizada, se vaciaron del todo las impresiones utilizando escayola yeso tipo IV (*GC FujiRock® EP Golden Brown, GC*), con mezcladora al vacío y vibrador (mezcla de 150 gr y 30 ml de agua, según indicaciones del fabricante). La cantidad de polvo se midió empleando una báscula digital con función “tara”.
- Entre 2-4 horas después se desatornillaron las cofias y se sacaron los modelos, pasando a numerarlos.

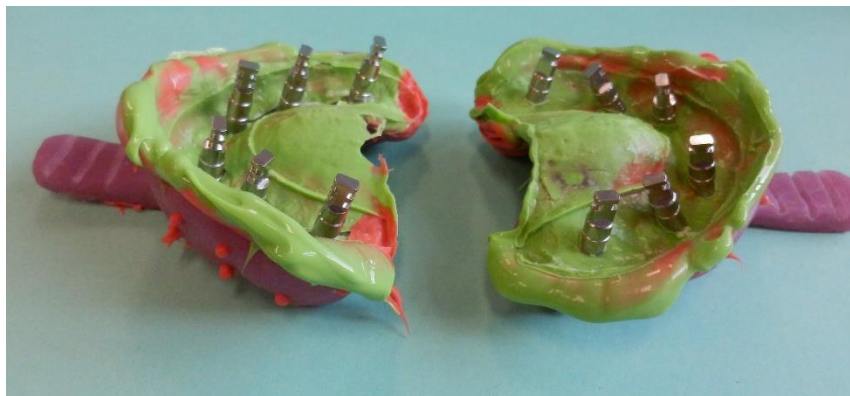


Figura 59. Dos impresiones con los análogos conectados



Figura 60. Cuatro modelos vaciados
 Figura 61. Modelos obtenidos tras la separación de la cubeta

4.3.2.- Estereofotogrametría (Sistema PIC dental)

Para la captación de la posición de los implantes con este método, se utilizaron los pilares del sistema o *PIC transfers*. Antes de atornillarlos en el modelo se registró en el software del sistema la marca y diámetro de los implantes, sus posiciones numéricas en la arcada y el código del *PIC transfer* que se iba a colocar en cada posición, puesto que todos son distintos entre sí y poseen una secuencia de puntos única. Este dato es imprescindible para una correcta captura de su posición espacial. Además se establecieron 3 de ellos como referencia para una mayor *exactitud* (esto implica que si esos tres *PIC transfers* no aparecen en la imagen el sistema no puede proceder a la captura).

Los *transfers* se atornillaron a los modelos orientándolos de tal modo que la mayoría de los puntos fueran visibles para la cámara. Generalmente, en casos de arcada completa esto implica colocar aquellos en posiciones más distales orientados hacia el paladar o la región lingual. Tras el atornillado se emplearon separadores de boca y se procedió a la captura de imágenes y a la obtención de la impresión completa. Para ello hay que colocar la PIC Cámara enfrente de la cabeza, a unos 15-30 cms del modelo, y mirar en la pantalla del ordenador las

dos imágenes que corresponden a cada una de las obtenidas por las dos cámaras del sistema. En ambas deberían verse todos los *transfers* con sus puntos blancos de referencia (o al menos aquellos cuya captura está en proceso). El sistema indica si conviene alejarse o acercarse más. También en la pantalla se observan las barras de progreso de captura; ésta habrá finalizado cuando todas estén completas al 100% y en color verde.

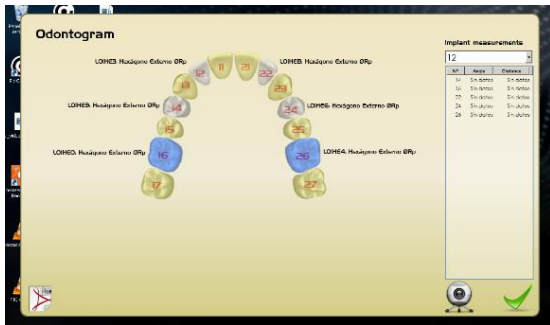


Figura 62. Odontograma del sistema PIC
Figura 63. PIC transfers atornillados en uno de los modelos

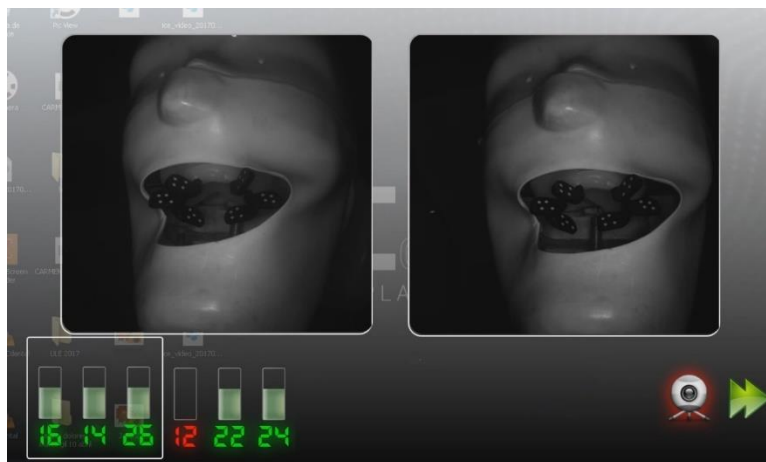


Figura 64. Pantalla de progreso de la captación con la PIC Cámara

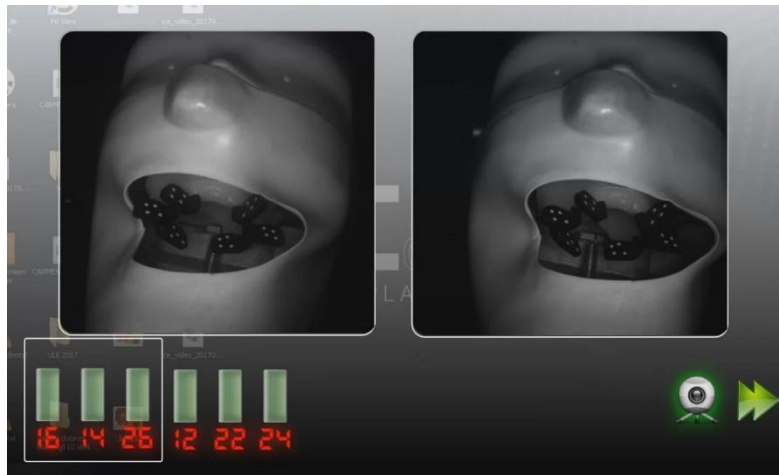


Figura 65. Pantalla de finalización de la captación con la PIC Cámara

Una vez acabado el proceso se guardó el archivo en el ordenador, en formato STL (*surface tessellation language*), sin necesidad de ninguna otra transformación.

4.3.3.- Escaneado de los modelos obtenidos mediante técnica convencional

Los cuarenta modelos obtenidos mediante esta técnica fueron escaneados utilizando el escáner de laboratorio Idéntica Light® (*Medit Corp., Seoul, Korea*) asociado al software de transformación 3D colLab 2017 (*Medit Corp.*). Con él se transfirió la posición tridimensional de los implantes de cada modelo.



Figura 66. Modelo con scanbodies atornillados en el escáner Idéntica Light

Este escáner está basado en luz pulsada, tiene una precisión de entre 5-8 μm de acuerdo con la ISO 12836 y su área de escaneo abarca 80x60x60 mms. Utiliza una fuente de luz azul LED (50 ANSI-lúmenes/Cyan) que el proyector emite en forma de franjas y cuya distribución por el modelo es captada por la cámara que se encuentra al lado del proyector, en el interior del aparato. A base de proyectar franjas y moverlas sobre el modelo se va construyendo una copia digital en 3D.

Para transferir la posición de los implantes se utilizaron scanbodies fabricados en PEEK (poliéter éter cetona), con un asentamiento de titanio (Elos Accurate® IO Scan Body Biomet 3i, IO 7B-B, IO 7A-B, Elos Medtech Pinol). Antes de escanear el modelo fue necesario aplicar spray de polvo de óxido de titanio (Helling 3D Laser Scanning Spray) ya que, en los escáneres que funcionan mediante proyección de luz, los metales la reflejan y pueden deslumbrar la cámara. En este caso, al retirar la encía rosa quedaba expuesta la parte superior del análogo, que es metálica.

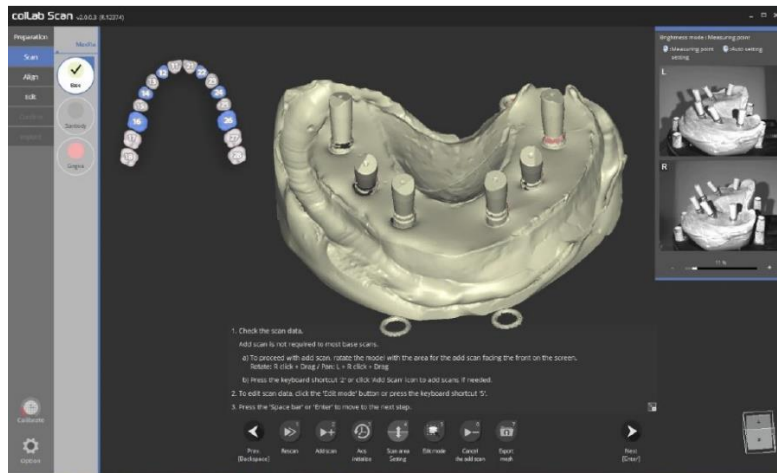
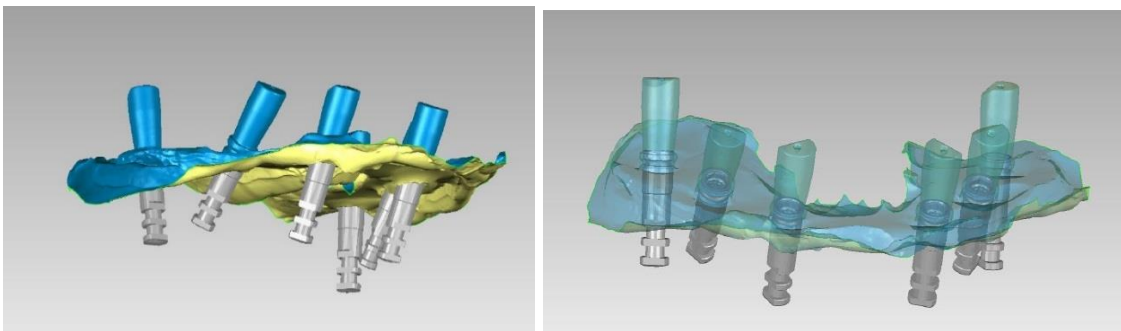
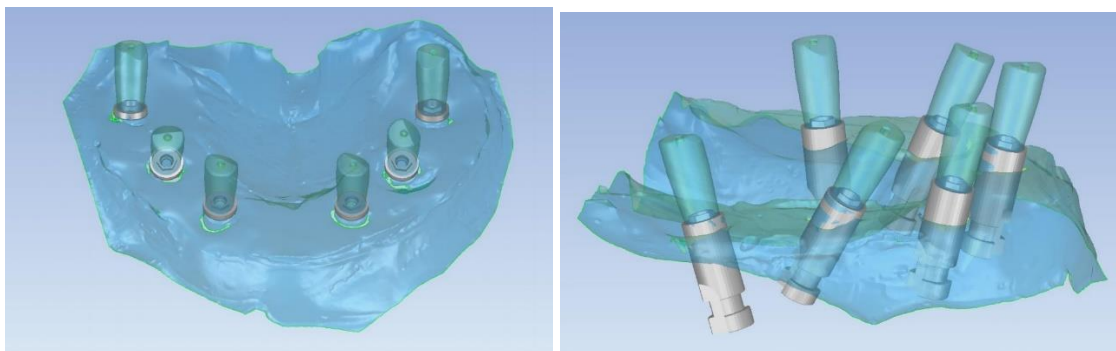


Figura 67. Captura de pantalla del software ColLab con modelo escaneado

Para obtener la posición de los implantes a través de la alineación de los scanbodies digitalizados sobre el modelo se empleó el programa Geomagic® v. 2016 (3D Systems). Para ello es necesario realizar un alineado a partir de las caras más planas de los scanbodies, de modo que se obtenga la mayor fiabilidad posible. Estos alineamientos se hacen por la aproximación de las mallas escaneadas y las mallas creadas digitalmente. Mediante este proceso se obtuvieron los archivos STL correspondientes a estos modelos, con el objetivo de que pudieran ser sometidos a las mismas mediciones que los archivos obtenidos con la PIC Cámara, y comparados con los obtenidos de los modelos maestros en la CMM.



Figuras 68 y 69. Capturas de pantalla del software Geomagic® de un modelo escaneado



Figuras 70 y 71. Capturas de pantalla del software Geomagic® de un modelo escaneado (2)

4.3.4.- Obtención de datos (coordenadas y angulaciones) a partir de los archivos STL

El primer paso para comparar la discrepancia tridimensional entre dos implantes es definir los parámetros geométricos que representan su localización 3D. De acuerdo a la literatura, debe tenerse en cuenta la desviación lineal del implante y la desviación angular entre ejes^{73,166} y esto es lo que hemos buscado en el presente trabajo de investigación.

Aparte de la alineación, las mediciones sobre los archivos también se realizaron con Geomagic® (v. 2016). Para la realización de los cálculos requeridos se utilizaron los archivos STL, que son mallas digitales tridimensionales. Estos archivos se crean a partir de la posición y orientación conseguidas mediante la PIC Cámara, el escáner Idéntica Light o la CMM, y en todos los casos se parte de las representaciones tridimensionales.

Cálculo de las coordenadas

Como se ha mencionado anteriormente, la CMM y la PIC Cámara proporcionan las coordenadas de forma directa. Sin embargo, en el caso de los modelos físicos, es necesario realizar un par de operaciones sencillas utilizando Geomagic®. En el archivo STL se obtiene primero el plano de apoyo de la cabeza del implante seleccionado (donde teóricamente descansaría la estructura). Después se selecciona la parte cilíndrica y se solicita al programa que obtenga el eje de inserción de los implantes (que es el eje perpendicular a la base del

implante y en el centro del diámetro). Por geometría, con un plano y una línea se define el punto central de cada implante (A) y el programa proporciona sus coordenadas.

Cálculo de las angulaciones relativas

Este proceso se realiza de igual manera en todos los archivos STL. Una vez obtenidos el plano de apoyo, el eje de inserción y el centro del implante (A), se procede a marcar otro punto cualquiera que pertenezca al eje de inserción (B). Este segundo punto es necesario para obtener el vector que permite posteriormente comparar las angulaciones; para ello el único requisito es que esté en ese eje. A partir de aquí lo que se compara es el ángulo existente entre dos vectores, estableciendo el del implante 12 como referencia (0,0,1). Por tanto, para cada modelo se obtuvieron 5 medidas angulares.

El vector de posición determinado por los puntos A y B se calcula mediante la siguiente fórmula:

$$\mathbf{r}_u = (x_u, y_u, z_u) = (x_b - x_a, y_b - y_a, z_b - z_a)$$

Posteriormente, con estos vectores se obtienen los ángulos de inclinación en elevación mediante relaciones trigonométricas. El ángulo resultante en radianes se transforma a grados ($\pi \text{ rad} = 180^\circ$) para una mejor expresividad.

$$\phi = \arctg \frac{\sqrt{x_u^2 + y_u^2}}{z_u}$$

Cálculo de las distancias euclídeas

Para calcular la distancia entre dos puntos del espacio (3D) se obtiene la longitud del vector que va de uno a otro, calculado como diferencia de los vectores de posición.

$$d_{AB} = |\mathbf{r}_b - \mathbf{r}_a| = \sqrt{(x_b - x_a)^2 + (y_b - y_a)^2 + (z_b - z_a)^2}$$

Mediante el uso de esta fórmula, que utiliza las coordenadas de los centros, se obtuvieron las 12 distancias utilizadas para comparar los métodos (16-14, 14-12, 12-22, 22-24, 24-26, 26-16, 16-12, 22-26, 14-22, 14-24, 16-22, 16-24) y que son las que permiten mantener la forma de la malla.

4.3.5.- Variables estudiadas

Para el presente estudio *in vitro* se ha establecido como variable independiente (VI) principal el “sistema de registro de implantes”, siendo ésta una variable categórica de 2 categorías: “convencional” (CON) y “fotogrametría” (PIC). Existen, de acuerdo al diseño, otras dos variables independientes, también categóricas e, igualmente, de dos categorías: “Conexión” (externa/interna) y “angulación” (paralelos/angulados).

Las variables dependientes (VD) son: coordenadas (en μm), distancias euclídeas a las posiciones de referencia (en μm), distancias euclídeas entre coordenadas (en μm), ángulos (en $^\circ$) y valores absolutos de ángulos (en $^\circ$).

4.3.6.- Análisis estadístico

Los datos procedentes de los archivos STL (coordenadas, ángulos y distancias) se recogieron en hojas de excel, cada una de ellas correspondientes a un modelo (por ejemplo: CEA-N6-PIC) y a continuación se organizaron en otro archivo Excel expresamente diseñado para poder ser utilizado fácilmente con vistas a su análisis estadístico con el programa MATLAB (versión R2018b).

A falta de un origen de coordenadas común para las referencias y los modelos medidos, se establecieron para cada uno de los casos unos ejes coordenados cartesianos comunes resultantes de minimizar el error RMS (*root mean square*) entre las medidas y las referencias. Es decir, se realizó una superposición de los modelos de un mismo grupo con su referencia empleando un algoritmo que proporciona el mínimo error cuadrático entre las coordenadas de las medidas y sus referencias, preservando en todos los casos la forma de la arcada.

Dada la naturaleza cuantitativa de todas las variables dependientes (distancias en micras o ángulos en grados) en primer lugar se procedió a un estudio exploratorio y descriptivo de las mismas. Para su exploración se utilizó el test de bondad de ajuste al modelo de la normal de Kolmogorov-Smirnov. Asimismo, se empleó el diagrama de caja para la detección de posibles distorsiones visualmente evidentes.

Para el **análisis descriptivo**, se utilizaron las herramientas habituales: media (con IC al 95% de confianza), mediana, desviación estándar, amplitud intercuartil y rango total. Posteriormente y dada la naturaleza categórica de las VI, para el análisis del efecto de las mismas sobre las VD, se han empleado tests de contraste de diferencias entre medias.

En concreto, cuando las VD siguieron el modelo de una distribución normal o al menos no presentaron graves asimetrías, se empleó el *test T de Student* de muestras independientes para el contraste univariante de la VI principal. Adicionalmente se acompañó la significación con el cálculo del tamaño del efecto.

Cuando las VD no se distribuyeron normalmente, se evaluó de forma cuantitativa el efecto de dicha falta de normalidad en el procedimiento paramétrico citado (*T de Student*). Se encontró que el efecto resultó despreciable en todos los casos estudiados.

Al considerar simultáneamente más de una variable dependiente se ha utilizado el análisis de la varianza (*ANOVA*) para establecer la significación de las diferencias. Esto ha sido así en el estudio de la veracidad por eje.

En todos estos métodos estadísticos se fijó el habitual nivel de confianza del 5%.

4.3.7.-Dificultades y limitaciones del estudio

La comparación de ambos métodos de impresión necesita la obtención de ficheros STL y en este sentido la técnica convencional presenta el hándicap de que para obtener esa información es preciso realizar el vaciado del modelo y un escaneado del mismo, procesos ambos susceptibles de incorporar errores a la medición. La forma de minimizar al máximo esa posibilidad ha sido realizar cada uno de los pasos con una sistemática clara, siguiendo las instrucciones de los fabricantes de materiales, y aplicando el máximo cuidado y supervisión.

Podría haber ocurrido también que el modelo de referencia sufriera alguna modificación imperceptible, concretamente en lo que al estado de los análogos se refiere, al trabajar sobre él. Para minimizar este posible error se realizaron las impresiones con las distintas técnicas de forma alterna, de tal manera que si se hubiese producido un desgaste, por ejemplo, de los análogos, la posibilidad de influir en la técnica afectara a ambas por igual. Además, las cofias y los análogos se han utilizado el mismo número de veces por modelo, para no dar lugar a que alguno de ellos se alterase más que los demás. Según un estudio llevado a cabo por Alikashi (2013) en el que se estudió la influencia de la reutilización de las cofias de impresión para implantes en la exactitud de la toma de impresión, se concluyó que éstas podían ser re-utilizadas, limpiadas y esterilizadas hasta diez veces sin que se comprometiese la exactitud de la impresión²⁴⁸. En el presente estudio las cofias no han superado este número de usos.

Existe otra posibilidad no controlable y es que exista cierta discrepancia intrínseca en el propio sistema de cofias y análogos, que introduzca un leve error a los resultados. Es la llamada tolerancia mecánica que se ha explicado anteriormente. Ésta se ha considerado como despreciable y, aparte, afectaría de igual forma a la práctica clínica puesto que es un dato que las casas comerciales no suelen proporcionar. Además, el sistema PIC se basa en el atornillado de PIC *transfers*, igualmente susceptibles de presentar cierta tolerancia mecánica.

En cuanto a la experiencia del operador con ambos sistemas, éste tenía en el momento de realizar el estudio amplia experiencia en la toma de impresiones convencionales ferulizadas sobre implantes, pero carecía de experiencia previa con el sistema PIC, por lo que antes del estudio realizó varias capturas de prueba para conocer su funcionamiento. Aparte, en las sesiones de capturas con ese sistema estaba presente un técnico experimentado en el mismo por si hubiese sido necesario realizar cualquier consulta. En cualquier caso, el sistema detecta por si sólo cualquier movimiento o aflojamiento de los *transfers* y sólo da la toma por válida si la captura de todos ellos es correcta, con lo que se reduce de forma significativa la dependencia del operador. De hecho, según publicita el fabricante, la exactitud del método es independiente del mismo.

No se ha tenido en cuenta el nivel de encía rosa de los modelos maestros, aunque al crear su encía sí se seleccionó una marca presente en los análogos como referencia. Esto podría haber interferido en la técnica convencional reduciendo la cantidad de cofia ferulizada incluida en el material de impresión. En la técnica PIC, como sólo se utilizan los puntos de los *transfers* para la captura y la encía queda alejada, ésta no tendría influencia, más allá de la posibilidad de que una mayor altura de encía pudiese dificultar algo el atornillado de los posicionadores, al igual que con el método convencional.

No se ha analizado la posible rotación de los implantes sobre su propio eje debido a que los PIC *transfers* son rotatorios, al igual que las cofias empleadas con el grupo CI-A y a que para la realización de una estructura atornillada de

arcada completa no tiene la misma importancia que en una impresión de unitarios, que precisa antirrotación.

Los resultados acerca de la conexión interna quedan limitados a la estudiada, que es de tipo hexagonal y no cónico.

Por último, otra limitación del presente estudio son sus condiciones *in vitro* que, aunque han intentado asemejarse algo a las condiciones en clínica mediante el empleo de una cabeza de prácticas, resultan prácticamente ideales, como en la mayoría de los trabajos revisados. La presencia de saliva o sangre sobre los implantes, dificultades para atornillar las cofias o los PIC *transfers* en el maxilar de un paciente, o para polimerizar correctamente el material de ferulización, la posibilidad de que aparezcan reflejos nauseosos, ... todas son situaciones posibles *in vivo* que podrían condicionar los resultados y que aquí quedan excluidas.

5.- RESULTADOS

5.1.- ESTUDIO DE LA VERACIDAD

En la presente tesis se ha evaluado la exactitud de dos sistemas de registro de implantes analizando sus dos componentes, precisión y veracidad, y considerando ésta última como la cercanía de la media aritmética de un grupo de mediciones al verdadero valor.

Dentro de un modelo y técnica dados, se ha empleado como medida de la veracidad del proceso para un implante determinado, la distancia de la media de las mediciones realizadas para dicho implante al origen, que denominamos *error de posición*. Dicho valor se designa como r_μ en los diagramas.

$$r_\mu = \sqrt{\bar{x}^2 + \bar{y}^2 + \bar{z}^2}$$

Siendo:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i$$

la media muestral de las coordenadas x de las medidas: $\{X_i\}_{i=1}^n$, y aplicando la misma definición para las coordenadas z e y. El parámetro n es el tamaño de la muestra; en este caso, $n=10$.

A continuación se muestran los diagramas de dispersión de las medidas realizadas para todos los modelos, implantes y técnicas disponibles (en el plano X-Y). En cada uno el origen de coordenadas es el centro del implante de referencia correspondiente. En azul se representa la técnica PIC, y en rojo, la convencional ferulizada.

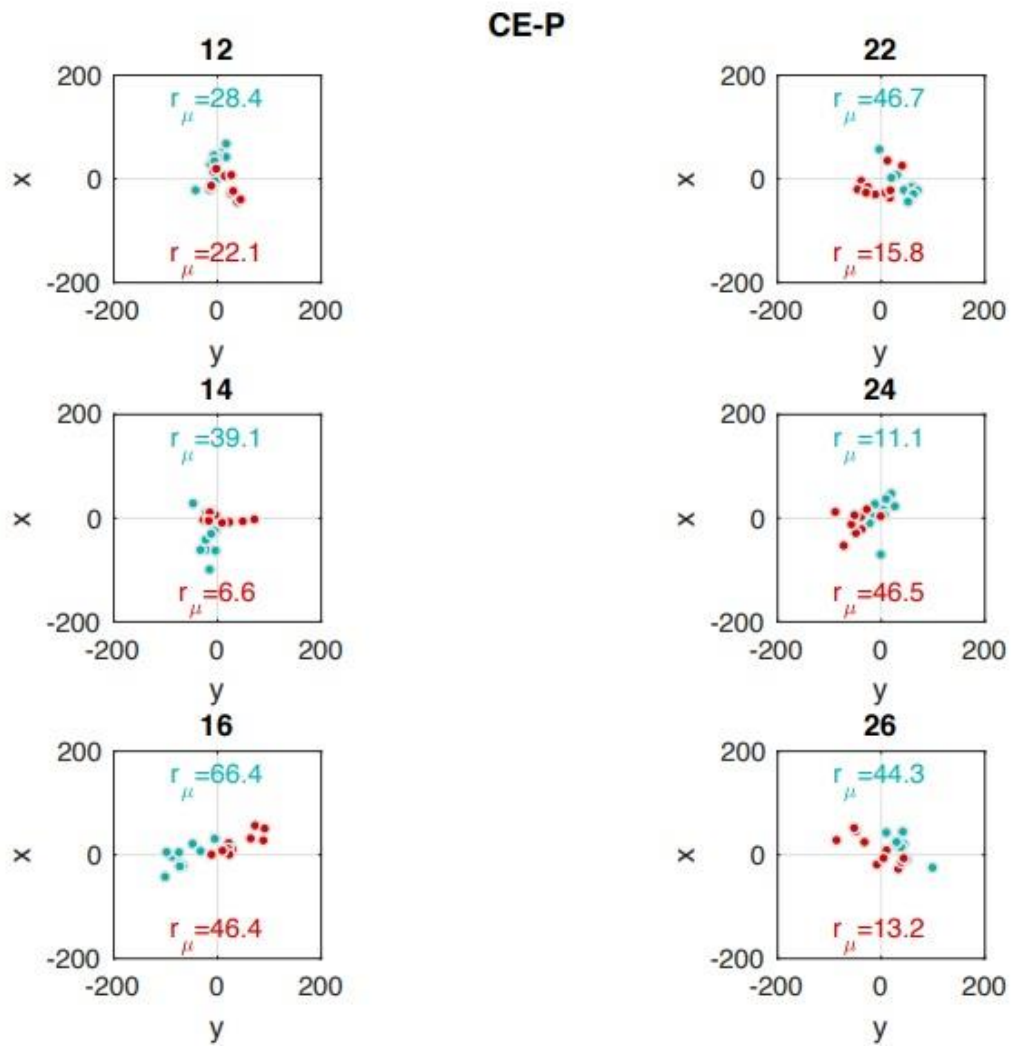


Figura 72. Diagrama de dispersión del error de posición (r_{μ}) para cada implante del modelo CE-P

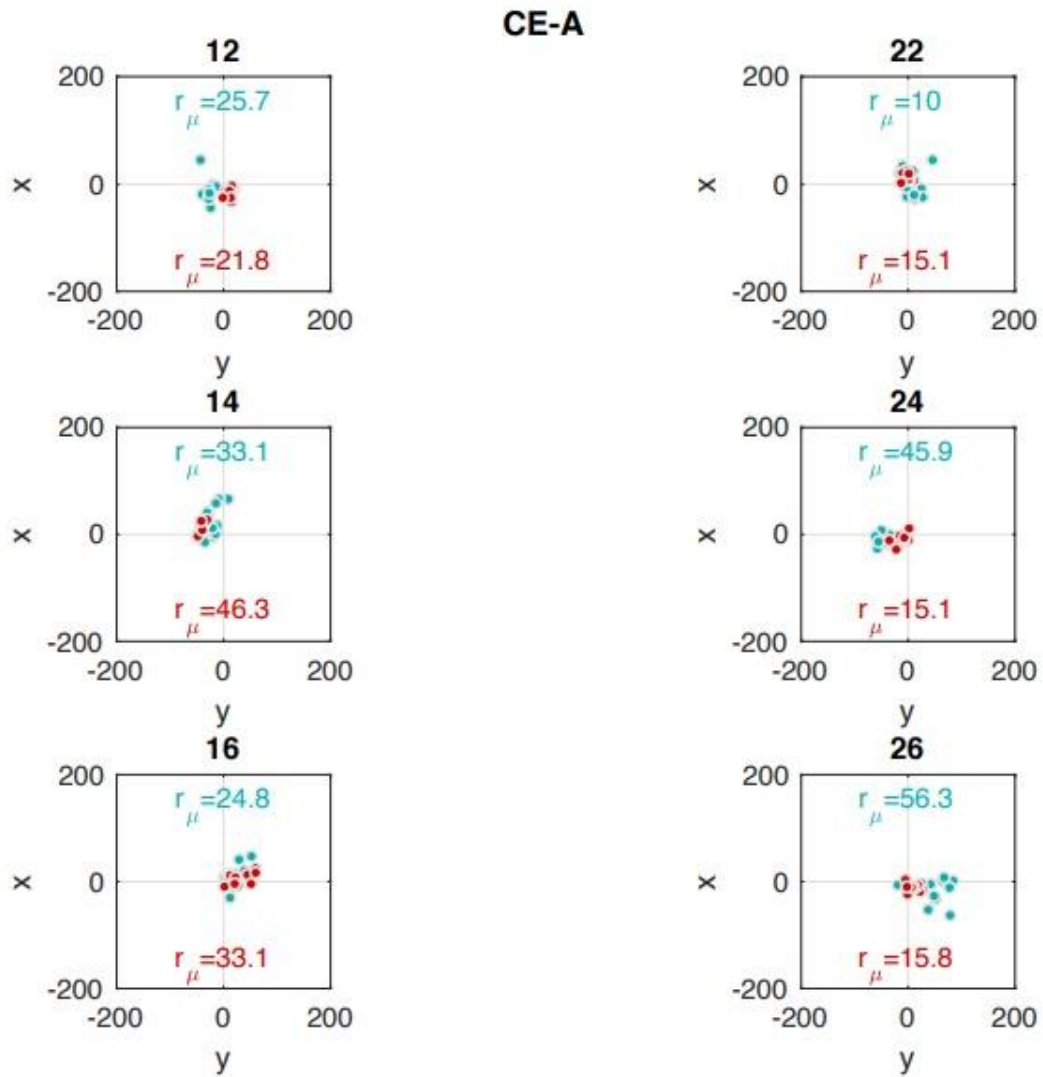


Figura 73. Diagrama de dispersión del error de posición (r_{μ}) para cada implante del modelo CE-A

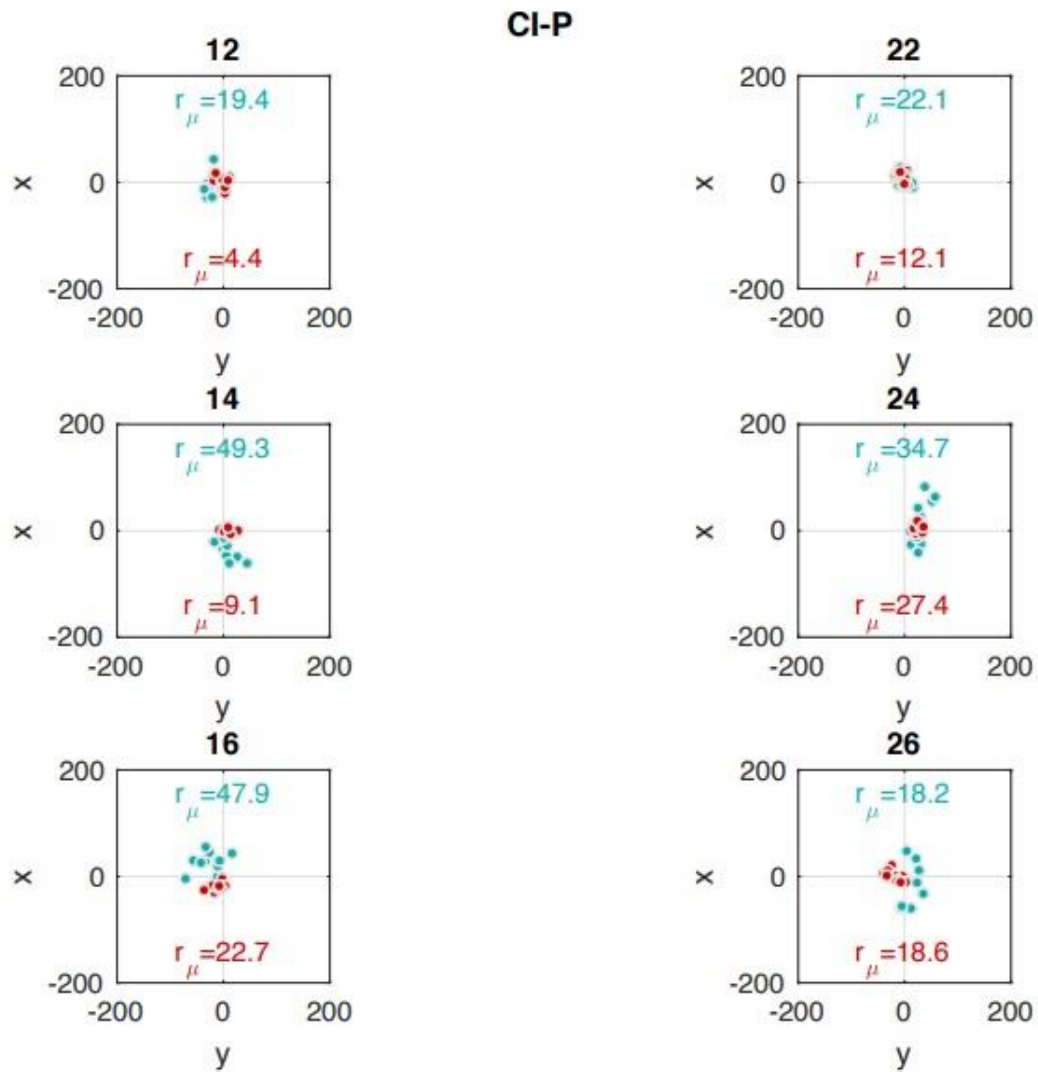


Figura 74. Diagrama de dispersión del error de posición (r_{μ}) para cada implante del modelo CI-P

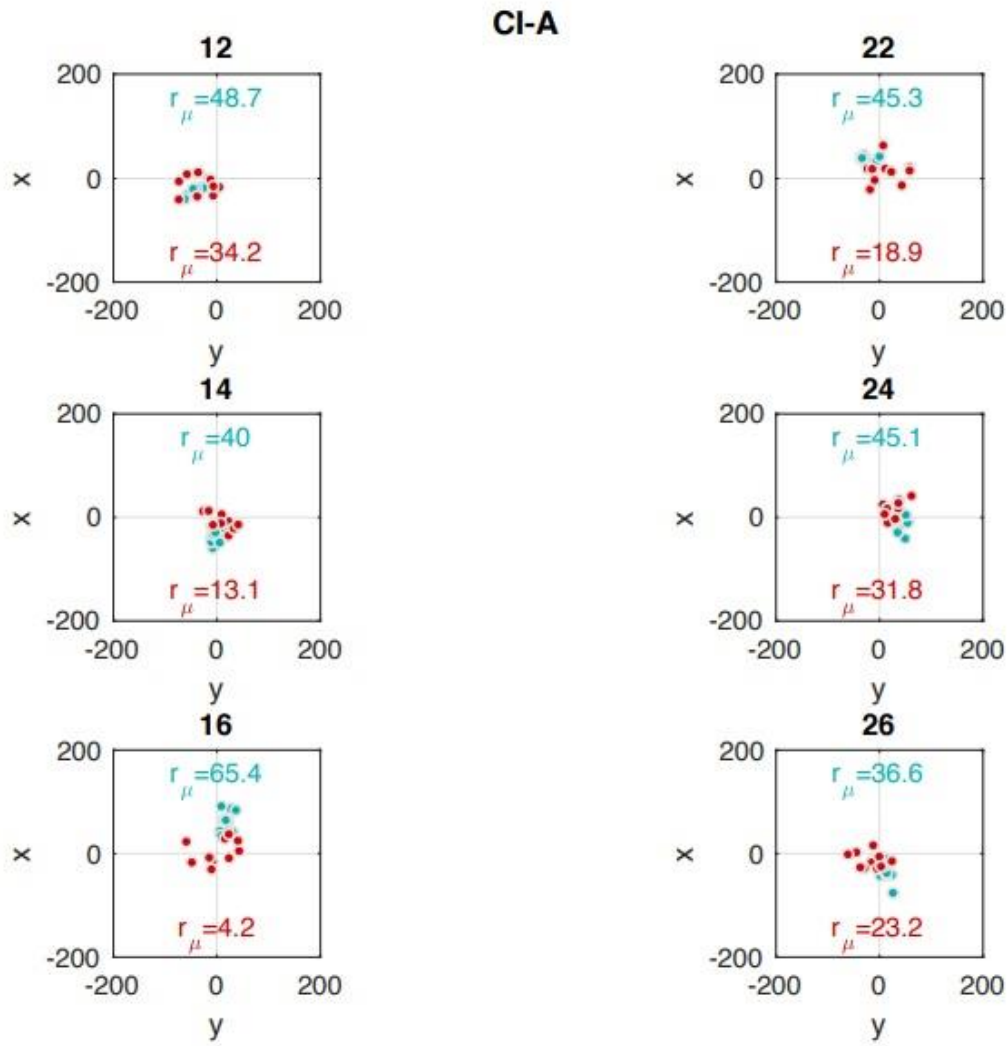


Figura 75. Diagrama de dispersión del error de posición (r_{μ}) para cada implante del modelo CI-A

En la figura siguiente aparecen los diagramas de cajas del error de posición en todos los casos considerados.

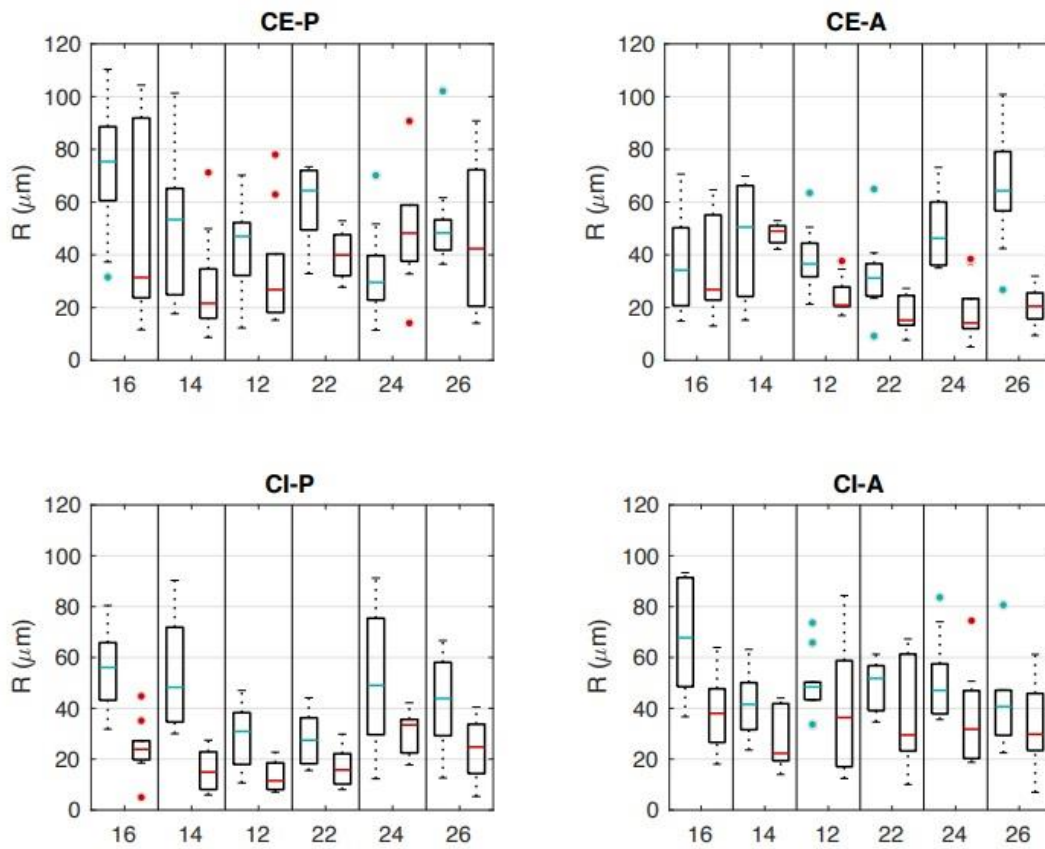


Figura 76. Diagramas de caja de los errores de posición en μm para los cuatro modelos

Se puede observar que, en general, las medianas de los errores de posición tienden a ser mayores en la técnica PIC que en la convencional ferulizada. Sin embargo, las distribuciones de dichos errores presentan una asimetría y dispersión mayores de las que cabría esperar en medidas de distancia, lo cual podría atribuirse en parte al hecho de que el tamaño muestral por implante es reducido ($n=10$). Cabe destacar que los valores para todos los grupos están por debajo de $100 \mu\text{m}$, es decir, dentro de los límites aceptables para este tipo de rehabilitaciones¹³ (Katsoulis 2017).

5.1.1.- Resultados por modelo e implante

Las tablas que se presentan a continuación incluyen los valores numéricos de los estadísticos relevantes para el error de posición. Es preciso recordar que r_{μ} no es la media de los errores de coordenadas sino la distancia de la media de coordenadas a su implante de referencia.

CE-P	PIC			Conv. ferulizada			<i>p</i>	h
	Implante	r_{μ}	D.E.	IC 5%	r_{μ}	D.E.		
16	66,36	29,78	12,92	46,41	39,29	17,05	0,012*	1
14	39,14	31,98	13,88	6,56	21,05	9,13	0,100	0
12	28,38	27,57	11,96	22,08	28,50	12,37	0,380	0
22	46,66	28,40	12,32	15,76	20,87	9,05	<0,0005*	1
24	11,09	24,01	10,42	46,51	24,79	10,76	0,001*	1
26	44,26	16,55	7,18	13,20	34,95	15,17	0,115	0

Tabla 5. Error de posición (r_{μ}) de los implantes en el modelo CE-P

CE-A	PIC			Conv. ferulizada			<i>p</i>	h
	Implante	r_{μ}	D.E.	IC 5%	r_{μ}	D.E.		
16	24,85	21,70	9,42	33,09	20,90	9,07	<0,0005*	1
14	33,12	21,69	9,41	46,31	3,36	1,46	<0,0005*	1
12	25,65	15,65	6,79	21,75	7,04	3,05	0,345	0
22	9,98	17,40	7,55	15,13	8,82	3,83	0,545	0
24	45,86	11,82	5,13	15,13	14,17	6,15	<0,0005*	1
26	56,29	29,33	12,73	15,79	10,11	4,39	<0,0005*	1

Tabla 6. Error de posición (r_{μ}) de los implantes en el modelo CE-A

CI-P	PIC			Conv. ferulizada			<i>p</i>	h
	Implante	r_{μ}	D.E.	IC 5%	r_{μ}	D.E.		
16	47,92	18,10	7,85	22,67	9,85	4,27	<0,0005*	1
14	49,29	21,41	9,29	9,13	10,47	4,54	<0,0005*	1
12	19,43	13,58	5,89	4,36	5,77	2,50	0,019*	1
22	22,05	11,49	4,99	12,14	8,40	3,64	<0,0005*	1
24	34,73	29,01	12,59	27,44	7,31	3,17	<0,0005*	1
26	18,25	26,27	11,40	18,61	13,16	5,71	0,887	0

Tabla 7. Error de posición (r_{μ}) de los implantes en el modelo CI-P

CI-A	PIC			Conv. ferulizada			<i>P</i>	h
	Implante	r_{μ}	D.E.	IC 5%	r_{μ}	D.E.		
16	65,37	20,83	9,04	4,25	20,59	8,93	<0,005*	1
14	39,96	13,45	5,84	13,07	21,54	9,35	<0,005*	1
12	48,74	12,33	5,35	34,25	26,93	11,69	<0,005*	1
22	45,33	9,99	4,33	18,85	25,65	11,13	<0,005*	1
24	45,10	15,02	6,52	31,79	20,04	8,70	<0,005*	1
26	36,57	18,70	8,11	23,18	18,90	8,20	<0,005*	1

Tabla 8. Error de posición (r_{μ}) de los implantes en el modelo CI-A

El valor de p se ha obtenido mediante análisis de varianza (ANOVA) de las tres coordenadas simultáneamente, por implante, utilizando como factor la técnica empleada. Este test se ha aplicado sobre los errores de coordenadas de los implantes y su hipótesis nula es que dichas coordenadas proceden de la misma distribución para ambas técnicas. Cuando dicha hipótesis se rechaza ($h=1$) significa que los diagramas de dispersión en un implante y modelo dado son significativamente diferentes. En el caso del modelo CI-A los resultados son estadísticamente significativos para todos los implantes.

Para dar una medida de veracidad por modelo y técnica, hemos procedido a asignar todos los errores posicionales de los distintos implantes a su modelo correspondiente. Si representamos en diagramas de cajas los errores posicionales de cada una de las medidas realizadas, obtenemos el resultado que aparece a continuación, donde la regularidad es mayor y el grado de asimetría entra dentro de lo que cabe esperar para medidas de distancia.

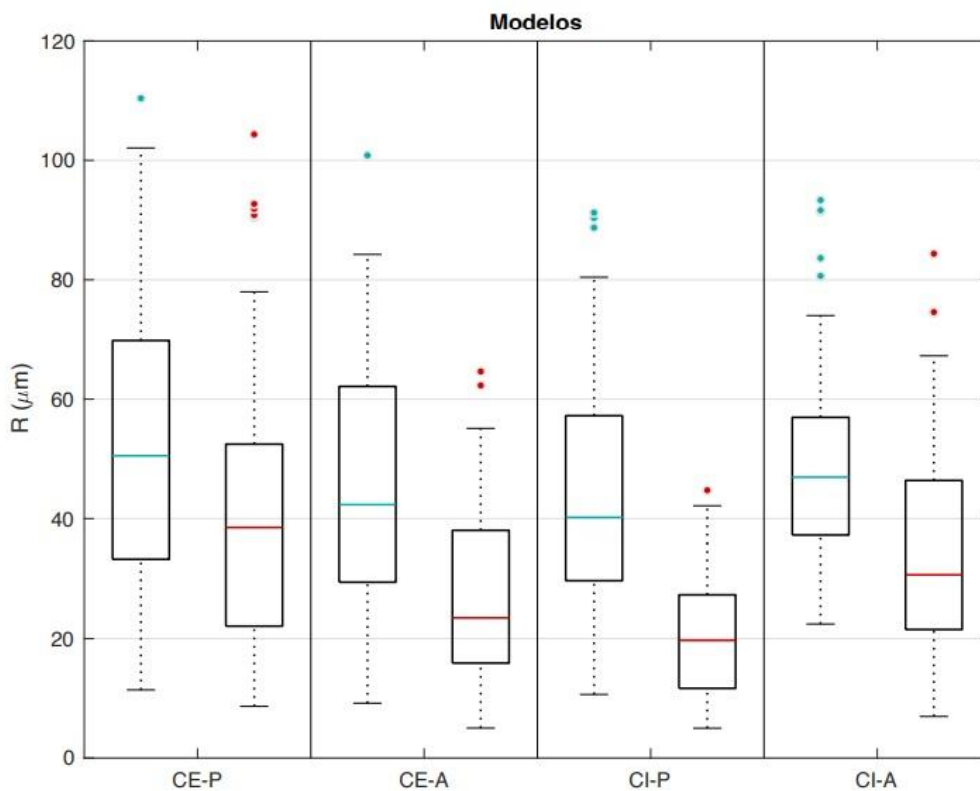


Figura 77. Diagramas de caja del error de posición por modelos. En azul, PIC, y en rojo, la técnica convencional ferulizada. N=60.

A la hora de asignar un valor numérico para la veracidad en unidades de distancia se pueden promediar los valores obtenidos de error posicional de la media, r_{μ} , para los seis implantes de un modelo. De acuerdo con la siguiente fórmula:

$$\bar{r}_{\mu} = \frac{1}{6} \sum_{j=1}^6 r_{\mu_j}$$

Donde r_{μ_j} es la veracidad calculada para el implante j . Al aplicarla conduce a las estimaciones de veracidad media que aparecen en la tabla siguiente:

Veracidad	PIC			Conv. ferulizada			p	h
	r_{μ}	D.E.	I.C. 5%	r_{μ}	D.E.	I.C. 5%		
CE-P	39,32	26,93	15,83	25,09	29,11	17,11	0,200	0
CE-A	32,62	20,46	12,02	24,53	12,07	7,09	0,365	0
CI-P	31,94	21,00	12,34	15,72	9,42	5,54	0,043*	1
CI-A	46,85	15,52	9,12	20,90	22,42	13,18	0,002*	1
Global	37,68	21,38	5,75	21,56	19,88	5,35	<0,0005*	1

Tabla 9. Comparativa de veracidad, por técnica y modelo. *Test de Student*. N=60

Según estos resultados a nivel global la técnica PIC produce modelos significativamente menos veraces que la técnica convencional ferulizada ($37'68 \pm 21'38 \mu\text{m}$ vs $21'56 \pm 19'88 \mu\text{m}$), aunque con una diferencia de $16 \mu\text{m}$ y encontrándose ambas dentro del límite de $50 \mu\text{m}$ considerado como “bueno” para este tipo de restauraciones y bastante por debajo del considerado como “aceptable”¹³. De esta forma se rechaza la hipótesis H_01 del estudio. Las diferencias son significativas para los modelos de conexión interna (CI-P y CI-A) a favor de la técnica convencional, aunque no en los de conexión externa.

5.1.2.- Veracidad en relación con la angulación y la conexión

En las tablas siguientes se han recogido los valores de veracidad según la tecnología empleada, dependiendo de si los implantes son paralelos o no; y de si la conexión de los implantes es externa o interna.

PIC	Paralelos	Angulados
C. externa	39'32 μm	32'62 μm
C. interna	31'94 μm	46'85 μm

Tabla 10. Resumen de veracidad según angulación y conexión (técnica PIC)

Conv. ferulizada	Paralelos	Angulados
C. externa	25'09 μm	24'53 μm
C. interna	15'72 μm	20'90 μm

Tabla 11. Resumen de veracidad según angulación y conexión (tc. ferulizada)

Observando los datos parece que podría haber relaciones de interdependencia entre ellas. Para esclarecer este punto se han analizado los datos de error de distancia al punto de referencia agrupándolos según las categorías anteriores y obteniendo nuevas medias, varianzas e intervalos de confianza.

	Paralelos			Angulados			<i>p</i>	h
	Media (μm)	D.E.	I.C. 5%	Media (μm)	D.E.	I.C. 5%		
PIC	35,63	24,17	9,46	39,73	18,13	7,10	0,526	0
C. ferulizada	20,40	21,58	8,45	22,72	18,03	7,06	0,664	0

Tabla 12. Comparativa de veracidad según presencia o no de angulación. *Test de Student*

	Conexión externa			Conexión interna			<i>p</i>	h
	Media (μm)	D.E.	I.C. 5%	Media (μm)	D.E.	I.C. 5%		
PIC	35,97	23,97	9,38	39,39	18,45	7,22	0,598	0
C. ferulizada	24,81	22,22	8,70	18,31	17,24	6,75	0,216	0

Tabla 13. Comparativa de veracidad según tipo de conexión. *Test de Student*

Como se puede apreciar no existen diferencias significativas en la veracidad de ambas técnicas en relación con la angulación y la conexión de los implantes, de tal forma que se aceptan las hipótesis nulas **H₀₂** y **H₀₃**. Las diferencias en micras obtenidas, además de estadísticamente no significativas, son muy pequeñas (2-6'50 μm) y carentes de relevancia clínica. Todos los valores se encuentran dentro de las 50 μm de ajuste tolerable.

5.2.- ESTUDIO DE LA PRECISIÓN

5.2.1.- Precisión por modelos

Continuando con el concepto de exactitud como combinación de dos elementos complementarios, se procede al estudio del segundo de ellos: la precisión o habilidad de una medición de ser repetida consistentemente. En este caso se referiría a la habilidad de cada una de las técnicas para asegurar resultados repetibles al emplearlas en diferentes mediciones del mismo objeto. Para estudiar este parámetro no se precisan valores de referencia (CMM); basta con superponer las distintas tomas y evaluar mediante un software su desviación.

A continuación podemos ver los errores de posicionamiento agrupados de todos los implantes para los distintos modelos utilizados:

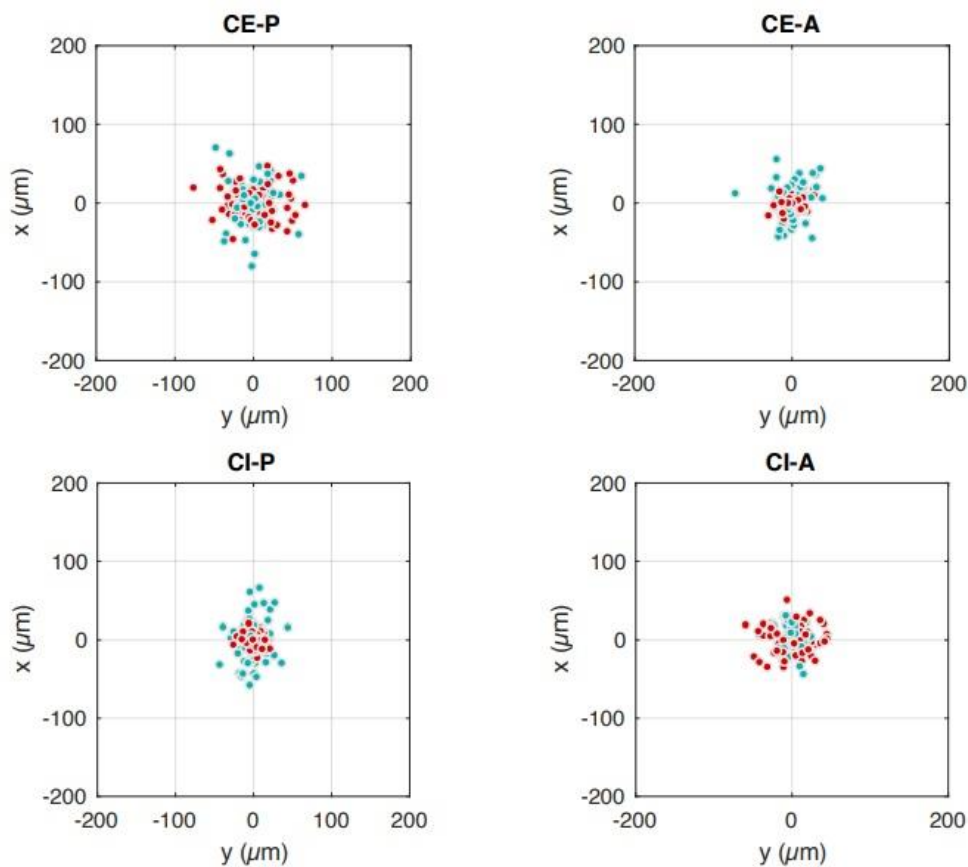


Figura 78. Diagramas de dispersión en el plano XY por modelo, con coordenadas corregidas respecto a la media del implante. En color azul se representa la técnica PIC y, en rojo, la convencional ferulizada.

En las medidas de cada uno de los implantes se ha restado la componente sistemática de error, caracterizada por la media de las medidas. De esta forma las coordenadas (x, y, z) de un punto del diagrama de dispersión son:

$$(x, y, z) = (X - \bar{x}, Y - \bar{y}, Z - \bar{z})$$

Donde $(\bar{x}, \bar{y}, \bar{z})$ son las coordenadas medias de las medidas asociadas al implante y modelo correspondientes.

La descripción numérica de los diagramas de dispersión se realiza mediante los indicadores que aparecen en las tablas siguientes, que se refieren a las distancias al punto de origen (centro de la nube de puntos), para cada uno de los tres ejes coordenados: x, y, z. Se incluyen también los datos de la distancia total en tres dimensiones: r.

CE-P	PIC					Conv. ferulizada					p	h
	Media (μm)	D.E.	I.C. 5%	Min	Max	Media (μm)	D.E.	I.C. 5%	Min	Max		
x	22,23	17,90	3,00	0,08	80,10	16,71	11,77	1,97	0,13	47,32	0,049 *	1
y	15,01	13,67	2,29	0,06	60,87	25,50	16,34	2,73	0,68	76,48	<0,00 05*	1
z	10,12	7,70	1,29	0,23	30,52	8,05	7,06	1,18	0,09	39,84	0,128	0
r	32,23	18,60	3,11	6,86	85,80	34,41	16,20	2,71	9,22	79,02	0,494	0

Tabla 14. Error de distancia medio para el modelo CE-P. N=60. *Test t de Student*

CE-A	PIC					Conv. ferulizada					p	h
	Media (μm)	D.E.	I.C. 5%	Min	Max	Media (μm)	D.E.	I.C. 5%	Min	Max		
x	18,32	13,27	2,22	0,94	55,84	7,80	5,40	0,90	0,08	19,83	<0,00 05*	1
y	13,08	12,06	2,02	0,66	72,35	8,41	7,24	1,21	0,04	30,08	0,012 *	1
z	11,55	11,27	1,89	0,13	65,04	4,43	3,42	0,57	0,02	13,57	<0,00 05*	1
r	29,03	15,57	2,60	6,14	75,27	13,76	7,38	1,23	1,93	34,05	<0,00 05*	1

Tabla 15. Error de distancia medio para el modelo CE-A. N=60. *Test t de Student*

CI-P	PIC					Conv. ferulizada					p	h
	Eje	Media (µm)	D.E.	I.C. 5%	Min	Max	Media (µm)	D.E.	I.C. 5%	Min		
x	21,45	16,60	2,78	0,71	66,07	6,13	5,22	0,87	0,08	22,55	<0,0005*	1
y	12,62	10,66	1,78	0,25	43,82	7,81	5,90	0,99	0,02	25,77	0,003*	1
z	8,61	7,21	1,21	0,16	35,71	5,58	5,33	0,89	0,19	25,92	0,010*	1
r	29,89	15,42	2,58	4,52	67,58	13,51	6,08	1,02	2,55	28,25	<0,0005*	1

Tabla 16. Error de distancia medio para el modelo CI-P. N=60. *Test t de Student*

CI-A	PIC					Conv. ferulizada					p	h
	Eje	Media (µm)	D.E.	I.C. 5%	Min	Max	Media (µm)	D.E.	I.C. 5%	Min		
x	10,78	9,81	1,64	0,19	43,34	14,46	10,67	1,78	0,09	50,65	0,052	0
y	8,57	6,30	1,05	0,07	27,15	21,66	14,06	2,35	0,84	59,58	<0,0005*	1
z	9,18	7,95	1,33	0,12	38,24	6,14	5,06	0,85	0,84	21,71	0,014*	1
r	19,09	10,35	1,73	4,21	48,27	29,62	13,13	2,20	4,42	62,88	<0,0005*	1

Tabla 17. Error de distancia medio para el modelo CI-A. N=60. *Test t de Student*

Como indicador básico de calidad de ajuste conviene utilizar la media del error total "r" de distancia en 3 dimensiones, con su intervalo de confianza (al 5%) asociado. Dicha media es una medida de la **precisión** de la técnica. Como conclusión parece que existen diferencias significativas entre técnicas para los modelos CE-A, CI-P y CI-A, teniendo mayor precisión la técnica convencional en los dos primeros y, en el último, el sistema PIC, pero con diferencias pequeñas (de 16 µm, 16 µm y 10 µm, respectivamente).

Aunque podrían haberse desglosado los indicadores de calidad por ejes es preferible utilizar la distancia global a un punto de referencia. Esto se debe a que las medidas en los ejes coordenados están interrelacionadas, tal y como muestra la siguiente tabla de coeficientes de correlación:

Correlación	PIC				Conv. ferulizada			
	Ejes	CE-P	CE-A	CI-P	CI-A	CE-P	CE-A	CI-P
xy	0,001	0,144	0,160	-0,075	-0,099	0,356	-0,211	0,058
xz	0,279	-0,167	0,096	-0,125	0,199	0,466	-0,157	0,304
yz	-0,113	-0,300	-0,201	0,005	-0,028	0,013	0,048	-0,227

Tabla 18. Coeficientes de correlación de Pearson entre ejes

El *coeficiente de correlación de Pearson* puede presentar valores entre (-1) y (+1). Si es positivo implica una correlación positiva, mayor cuanto más grande sea el número. Si es negativo existiría una correlación negativa entre variables (al aumentar una, disminuye la otra). La tabla indica que las medidas no son completamente independientes entre ejes, por lo que no se pueden separar de forma inmediata. Además, los ejes *anatómicos* empleados en el análisis no se corresponden con los ejes *físicos* en los que se han realizado las medidas. Sin embargo, este hecho no afecta a la distancia tridimensional que resulta así una buena medida de ajuste.

5.2.2.- Precisión global

A continuación se presenta el diagrama de dispersión de los errores de posicionamiento agrupados de todos los implantes, para todos los modelos estudiados, en el plano X-Y:

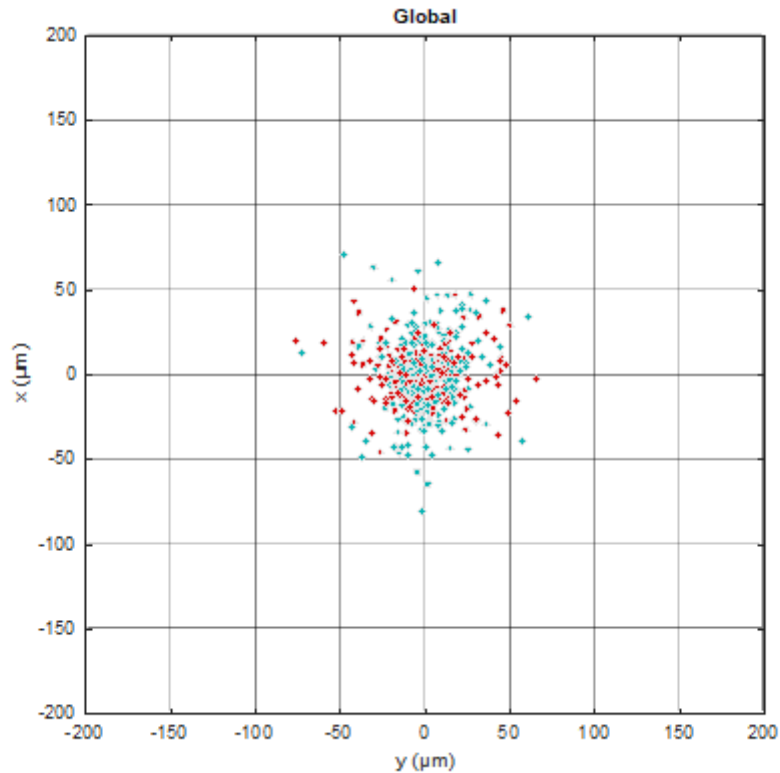


Figura 79. Diagrama de dispersión de los errores de posicionamiento agrupados (plano X-Y). En azul se representan las mediciones para técnica PIC y, en rojo, para la técnica convencional ferulizada. N=240

El error de posición global, en tres dimensiones, se presenta en la siguiente tabla comparativa que se corresponde con el diagrama de dispersión anterior y proporciona la precisión de ambas técnicas:

Total	PIC					Conv. ferulizada					p	h
	Media (µm)	D.E.	I.C. 5%	Min	Max	Media (µm)	D.E.	I.C. 5%	Min	Max		
x	18,19	15,33	2,56	0,08	80,10	11,28	9,79	1,64	0,08	50,65	<0,0005*	1
y	12,32	11,20	1,87	0,06	72,35	15,84	14,08	2,36	0,02	76,48	0,0026*	1
z	9,87	8,70	1,46	0,12	65,04	6,05	5,50	0,92	0,02	39,84	<0,0005*	1
r	27,56	15,99	2,68	4,21	85,80	22,83	14,75	2,47	1,93	79,02	0,0008	1

Tabla 19. Comparativa de precisión entre técnicas. *Test t de Student*

La media de distancia global es la que proporciona una medida de la precisión de la técnica. Dicha precisión es de 27'56 μm para PIC y de 22'83 μm para la técnica convencional, siendo la diferencia entre ambas estadísticamente significativa, con lo que se rechaza la hipótesis nula **H₀₄**. A pesar de ello hay que considerar la magnitud de la diferencia, que es mínima (5 μm) y sin relevancia clínica. Ambas técnicas se consideran, por tanto, clínicamente aceptables.

El intervalo de confianza para la distancia global es de $\pm 2'51$ μm en torno a la media para la técnica convencional ferulizada y de $\pm 2'68$ μm para PIC.

5.2.3.- Precisión en relación con la conexión y la angulación

En las tablas siguientes se han recogido los errores de distancia medios que se obtienen según la tecnología empleada, dependiendo de si los implantes son paralelos o angulados; y de si la conexión de los implantes del modelo es interna o externa.

PIC	Paralelos	Angulados
C. externa	32'23 μm	29'03 μm
C. interna	29'89 μm	19'09 μm

Tabla 20. Resumen de precisión según angulación y conexión (técnica PIC)

Conv. ferulizada	Paralelos	Angulados
C. externa	34'41 μm	13'76 μm
C. interna	13'51 μm	29'62 μm

Tabla 21. Resumen de precisión según angulación y conexión (tc. convencional ferulizada)

Para determinar si podrían existir relaciones de interdependencia entre estos factores se han analizado los datos de error de distancia al punto de referencia agrupando los datos según las categorías anteriores.

Puesto que las distancias euclídeas en tres dimensiones siguen generalmente la distribución de Maxwell generalizada, equivalente a la de Rayleigh (que es la utilizada en dos dimensiones) se sabe que para el tamaño muestral que manejamos (N=120) esta distribución puede tratarse como normal a efectos de los intervalos de confianza y test de hipótesis. Tras obtener nuevas

medias, varianzas e intervalos de confianza podemos ver los resultados en las tablas que siguen:

	Paralelos			Angulados			<i>p</i>	h
	Media (μm)	D.E.	I.C.5%	Media (μm)	D.E.	I.C. 5%		
PIC	31,06	17,06	2,01	24,06	14,08	1,66	0,0006*	1
Convencional	23,96	16,08	1,89	21,69	13,27	1,56	0,2346	0

Tabla 22. Comparativa de precisión según presencia o no de angulación. *Test de Student*

	Conexión externa			Conexión interna			<i>p</i>	h
	Media (μm)	D.E.	I.C.5%	Media (μm)	D.E.	I.C. 5%		
PIC	30,63	17,16	2,02	24,49	14,16	1,67	0,0028*	1
Convencional	24,08	16,27	1,91	21,57	13,01	1,53	0,1866	0

Tabla 23. Comparativa de precisión según conexión. *Test de Student*

De acuerdo con los datos analizados en estas tablas en la técnica PIC parece haber dependencia de la precisión con la angulación (con menor precisión si los implantes están paralelos, aunque solamente 6 μm de diferencia). Sin embargo, no ocurre lo mismo para la técnica convencional ferulizada. Estos hallazgos nos llevan a rechazar la hipótesis **H₀₅**.

El mismo resultado se concluye para la técnica PIC ante la dualidad externa/interna de la conexión: la precisión depende del tipo de conexión y el uso de conexiones internas disminuye la media del error de distancia (24'49 μm vs 30'63 μm). En el caso de la técnica convencional el test indica que las diferencias de precisión no son significativas, aunque existan en el mismo sentido que para la técnica PIC. Por estos motivos, se rechaza la hipótesis **H₀₆**.

5.3.- ANÁLISIS DE LAS DISTANCIAS ENTRE IMPLANTES

Como complemento al estudio anterior se aborda la comparación de técnicas y modelos mediante el análisis de los errores que aparecen en las distancias entre implantes. Para que dicho análisis tenga sentido es preciso escoger un conjunto de distancias que garantice la rigidez de la malla resultante.

Se ha seleccionado el menor número de distancias capaz de cumplir tal premisa (N=12) para simplificar los análisis y su interpretación.

La figura que sigue ilustra el conjunto de distancias escogidas realizadas en rojo sobre uno de los modelos de referencia (a esta escala son todos iguales). Los puntos correspondientes a los implantes se sitúan así en una malla rígida de tres tetraedros, caracterizada por 12 distancias:

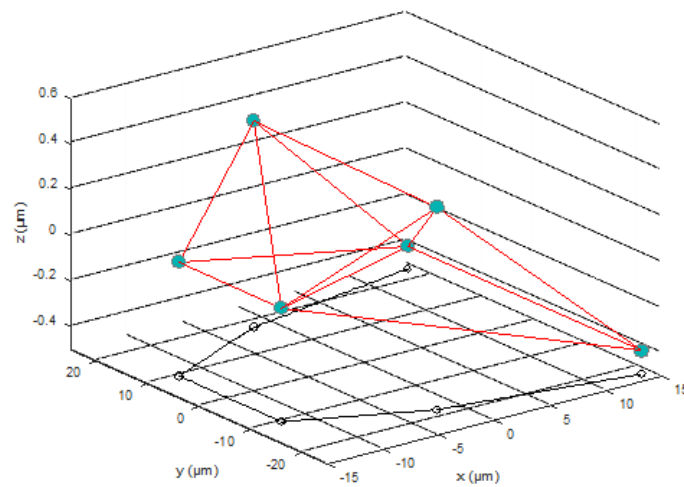


Figura 80. Representación 3D de la malla asociada a la arcada con el eje Z realizado

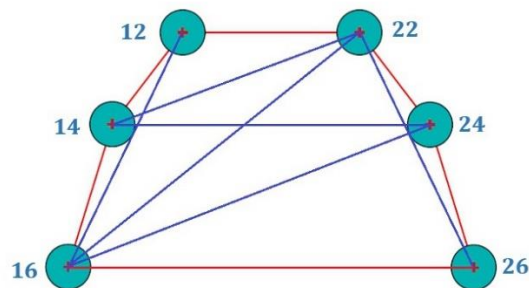


Figura 81. Proyección esquemática en XY de la arcada y las distancias utilizadas en el estudio

5.3.1.- Comparación por distancias y modelos

En las siguientes tablas se muestran las medias de los errores de distancias, por modelo, para las 12 distancias seleccionadas y los dos sistemas de registro estudiados:

CE-P	PIC					Conv. ferulizada					p	h
	Error	Media (µm)	D.E.	I.C. 5%	Min	Max	Media (µm)	D.E.	I.C. 5%	Min		
16-14	15	30	13,02	-24	62	31	28	12,15	-4	81	0,214	0
14-12	-56	62	26,9	-152	36	4	26	11,28	-32	47	0,015*	1
12-22	-49	13	5,64	-63	-24	21	48	20,83	-50	77	0,001*	1
22-24	45	58	25,17	-102	95	28	33	14,32	-15	67	0,439	0
24-26	-8	22	9,55	-34	26	4	50	21,7	-42	93	0,495	0
16-12	-54	62	26,9	-122	64	41	41	17,79	-8	96	0,001*	1
22-26	27	62	26,9	-118	74	21	43	18,66	-65	74	0,796	0
14-22	-65	29	12,58	-100	-24	15	55	23,87	-54	103	0,001*	1
14-24	-18	27	11,72	-59	25	52	53	23	-8	160	0,002*	1
16-22	-80	36	15,62	-135	-17	58	66	28,64	-56	151	<0,0005*	1
16-24	-68	55	23,87	-145	33	91	63	27,34	-11	190	<0,0005*	1
16-26	-108	19	8,24	-145	-82	51	75	32,54	-34	175	<0,0005*	1

Tabla 24. Errores de distancias respecto a la referencia (CMM) para el modelo CE-P

CE-A	PIC					Conv. ferulizada					p	h
	Media (µm)	D.E.	I.C. 5%	Min	Max	Media (µm)	D.E.	I.C. 5%	Min	Max		
16-14	-5	49	21,26	-70	84	16	19	8,24	-16	34	0,231	0
14-12	34	44	19,09	-43	96	-11	20	8,68	-40	16	0,012*	1
12-22	-33	19	8,24	-65	3	14	11	4,77	-7	27	<0,000 5*	1
22-24	22	30	13,02	-26	58	-12	14	6,07	-33	3	0,007*	1
24-26	-34	31	13,45	-105	-2	-10	8	3,47	-26	3	0,035*	1
16-12	39	30	13,02	-25	100	27	23	9,98	1	58	0,313	0
22-26	-37	36	15,62	-99	7	-28	15	6,51	-52	-3	0,458	0
14-22	-16	26	11,28	-78	11	-38	14	6,07	-55	-8	0,036*	1
14-24	27	21	9,11	-1	71	-30	17	7,38	-51	4	<0,000 5*	1
16-22	15	40	17,36	-74	87	21	25	10,85	-18	66	0,702	0
16-24	70	23	9,98	33	110	46	32	13,89	1	99	0,072	0
16-26	-31	34	14,75	-82	31	21	31	13,45	-23	61	0,002*	1

Tabla 25. Errores de distancias respecto a la referencia (CMM) para el modelo CE-A

CI-P	PIC					Conv. ferulizada					p	h
	Media (µm)	D.E.	I.C. 5%	Min	Max	Media (µm)	D.E.	I.C. 5%	Min	Max		
16-14	42	20	8,68	7	69	-25	10	4,34	-44	-11	<0,0005*	1
14-12	-8	32	13,89	-58	24	6	11	4,77	-8	23	0,228	0
12-22	-19	18	7,81	-47	3	3	15	6,51	-21	23	0,011*	1
22-24	-9	26	11,28	-42	41	-21	15	6,51	-41	1	0,224	0
24-26	-21	69	29,94	-120	77	6	17	7,38	-17	31	0,249	0
16-12	22	42	18,22	-42	73	-23	17	7,38	-46	12	0,009*	1
22-26	-18	47	20,39	-84	57	-3	19	8,24	-28	33	0,355	0
14-22	-4	13	5,64	-20	24	9	15	6,51	-14	38	0,044*	1
14-24	-22	13	5,64	-41	-3	-17	16	6,94	-37	10	0,480	0
16-22	-6	25	10,85	-52	37	-24	17	7,38	-50	0	0,090	0
16-24	-51	52	22,56	-146	14	-45	17	7,38	-79	-21	0,728	0
16-26	-36	19	8,24	-69	-7	8	22	9,55	-29	36	<0,0005*	1

Tabla 26. Errores de distancias respecto a la referencia (CMM) para el modelo CI-P

CI-A	PIC					Conv. ferulizada					p	h
	Media (µm)	D.E.	I.C. 5%	Min	Max	Media (µm)	D.E.	I.C. 5%	Min	Max		
16-14	99	28	12,15	63	147	9	33	14,32	-34	69	<0,000 5*	1
14-12	13	20	8,68	-22	44	29	28	12,15	-4	88	0,157	0
12-22	-19	19	8,24	-46	9	-45	57	24,73	-131	16	0,191	0
22-24	-73	25	10,85	-110	-27	-4	35	15,19	-68	53	<0,000 5*	1
24-26	-14	36	15,62	-92	46	-15	28	12,15	-48	34	0,953	0
16-12	103	26	11,28	72	152	29	41	17,79	-24	101	<0,000 5*	1
22-26	-79	26	11,28	-131	-41	-10	29	12,58	-52	31	<0,000 5*	1
14-22	-6	11	4,77	-27	12	-11	28	12,15	-51	38	0,619	0
14-24	-42	18	7,81	-65	-5	-15	23	9,98	-63	11	0,011*	1
16-22	48	25	10,85	1	82	-16	54	23,43	-74	64	0,005*	1
16-24	6	21	9,11	-28	44	-28	53	23	-119	36	0,080	0
16-26	7	9	3,91	-3	23	18	48	20,83	-72	68	0,500	0

Tabla 27. Errores de distancias respecto a la referencia (CMM) para el modelo CI-A

5.3.2.- Error absoluto de distancia

El número de distancias es considerable, lo que dificulta la interpretación de los datos. Además, esas distancias no son independientes puesto que, al definir una malla rígida, una variación en la posición de un implante afecta a varias distancias simultáneamente y de formas diferentes. Por estas razones se ha definido un único parámetro por modelo promediando adecuadamente el conjunto de distancias para el mismo.

Promediado de los errores de distancia: estos errores no pueden promediarse directamente ya que, al ser positivos y negativos se cancelarían unos con otros, creando un falso resultado. Por este motivo se ha tomado para el promediado el valor absoluto de los errores, definiendo el error medio de distancia para un modelo como:

$$\Delta d = \frac{1}{12} \sum_{k=1}^{12} |\overline{\Delta d}_k|$$

Donde $\overline{\Delta d}_k$ es la media del error de distancia para la distancia k-ésima.

A continuación se muestran los diagramas de cajas con muesca de los errores de distancia, en valor absoluto. En estos diagramas de cajas, si las muescas no se solapan quiere decir que existe el 95% de confianza de que las diferencias entre las medianas sean significativas.

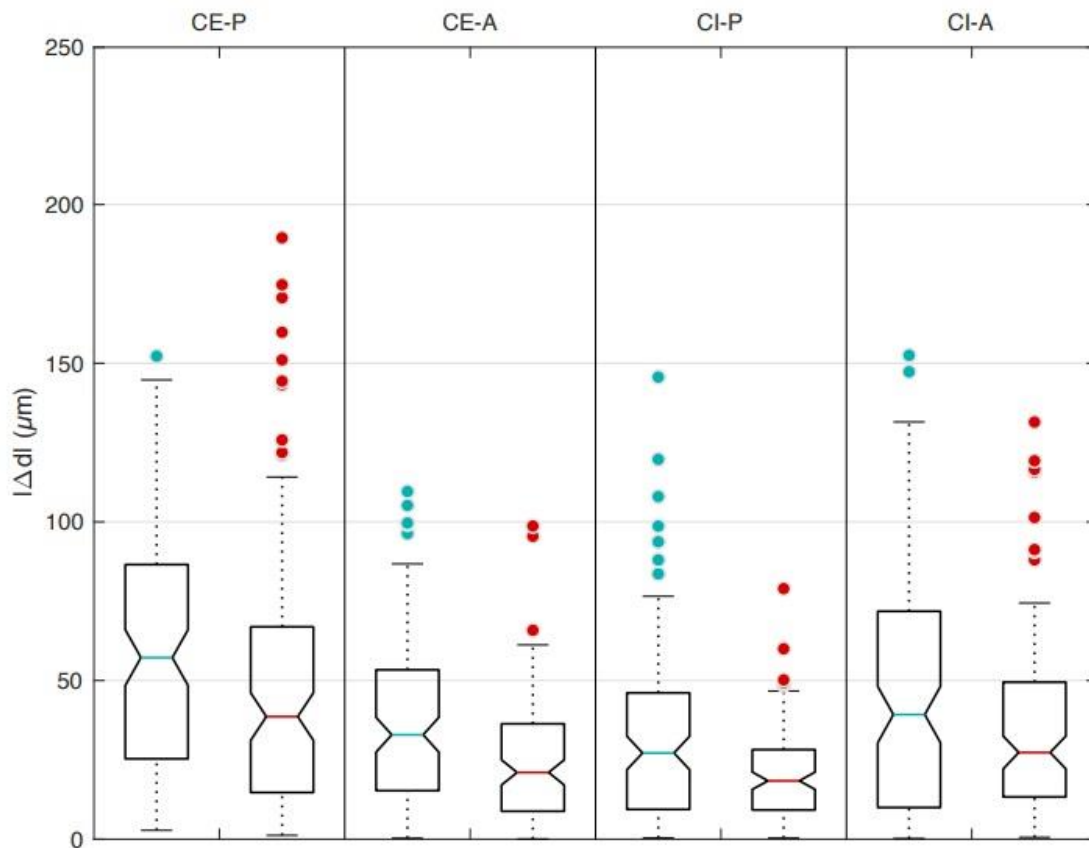


Figura 82. Diagrama de cajas con muesca de los errores de distancia (en valor absoluto), para los cuatro modelos y las dos técnicas. En azul, PIC y, en rojo, la técnica ferulizada.

Podemos apreciar que la técnica convencional presenta errores medios significativamente menores que la técnica PIC. Al utilizar los errores absolutos, todos los valores son de signo (+) lo cual hace que la distribución no pueda ser normal. Por ello, los puntos en la cola de la caja no pueden considerarse *outliers*.

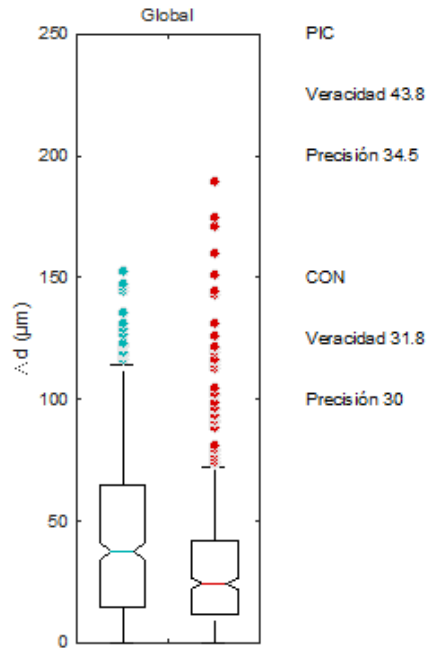


Figura 83. Diagrama de cajas con muesca de los errores de distancia (en valor absoluto), a nivel global. En azul, PIC y, en rojo, la técnica ferulizada.

Los valores observados en los diagramas de cajas se corresponden con los expuestos en la siguiente tabla. Las medias pueden interpretarse como un indicador de la veracidad de la técnica. Su desviación típica (D.E) representaría, a su vez, la precisión.

Modelo	PIC					Conv. ferulizada					p	h
	Media (μm)	D.E.	I.C. 5%	Min	Max	Media (μm)	D.E	I.C. 5%	Min	Max		
CE-P	59,53	37,12	4,37	2,79	152,22	48,10	42,33	4,98	1,21	189,52	0,027*	1
CE-A	37,92	26,87	3,16	0,31	109,58	24,97	19,87	2,34	0,06	98,69	<0,0005*	1
CI-P	32,39	27,66	3,25	0,38	145,62	20,36	14,54	1,71	0,36	78,96	<0,0005*	1
CI-A	45,40	38,86	4,57	0,21	152,48	33,81	27,82	3,27	0,60	131,45	0,008*	1
Global	43,81	34,51	2,02	0,21	152,48	31,81	30,00	1,76	0,06	189,52	<0,0005*	1

Tabla 28. Tabla de error de distancias promedio en micras

La diferencia entre técnicas es significativa en todos los casos. La técnica convencional muestra errores medios significativamente menores en micras para todos los modelos y a nivel global. Sin embargo, los valores son admisibles para ambas técnicas (<50 μm) y las diferencias no son en ningún caso superiores a 13 μm .

5.3.3.- Error relativo de distancia

Se ha considerado interesante repetir el análisis anterior utilizando el error relativo de distancias en lugar del error absoluto, para intentar reducir el peso que tienen las distancias más grandes sobre el error global. Para ello basta con dividir los errores de distancia por la misma distancia sobre la que se calculan y repetir el análisis.

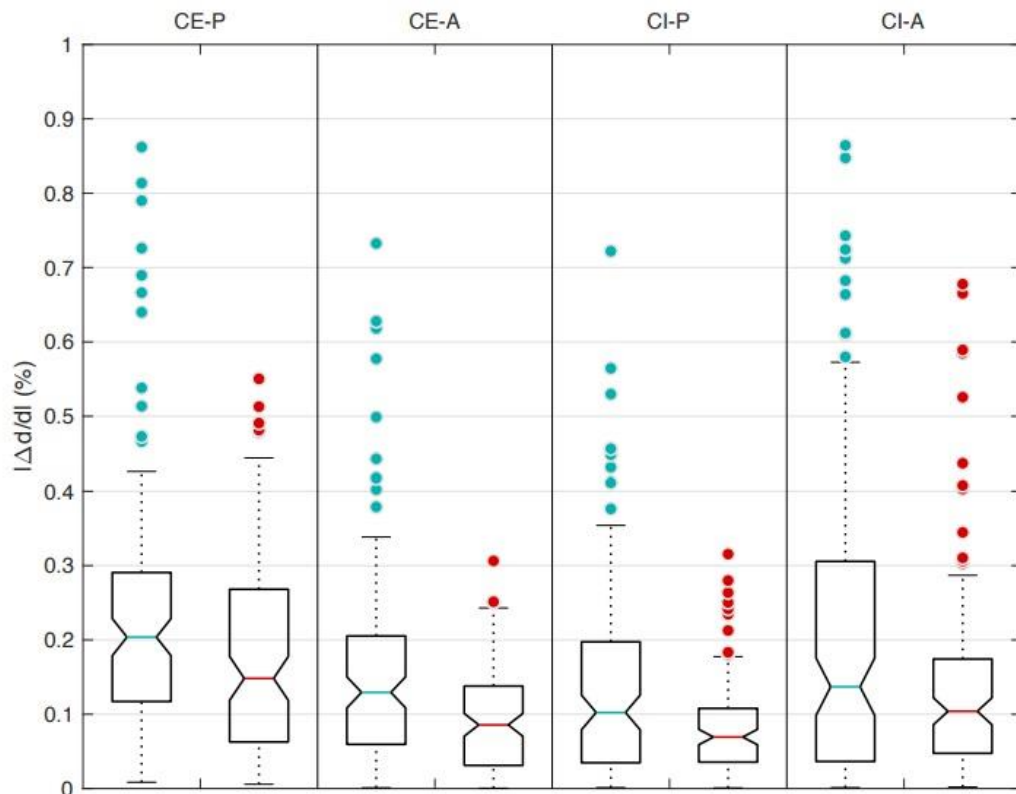


Figura 84. Diagrama de cajas con muesca de los errores relativos de distancia, para los cuatro modelos y las dos técnicas. En azul, PIC y, en rojo, la técnica ferulizada.

En este caso los valores se refieren al porcentaje de error sobre la distancia total.

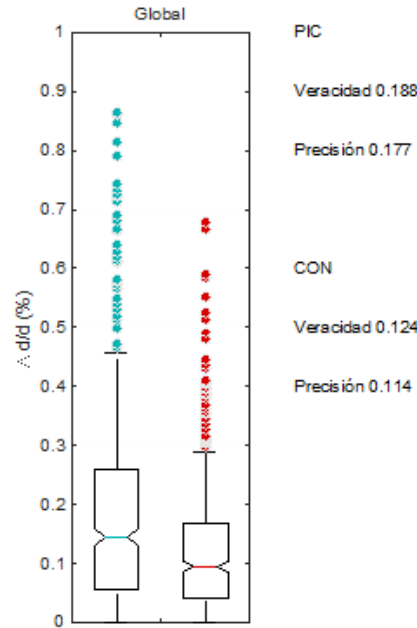


Figura 85. Diagrama de cajas con muestra del error relativo global, por técnica. En azul, PIC y, en rojo, la técnica ferulizada.

Los valores observados en los diagramas de cajas se corresponden con los expuestos en la siguiente tabla:

Modelo	PIC					Conv. ferulizada					p	h
	Media (%)	D.E.	I.C. 5%	Min	Max	Media (%)	D.E.	I.C. 5%	Min	Max		
CE-P	0,241	0,190	0,022	0,009	1,164	0,181	0,138	0,016	0,006	0,553	0,006*	1
CE-A	0,162	0,141	0,017	0,001	0,738	0,093	0,069	0,008	0,000	0,305	<0,000 5*	1
CI-P	0,141	0,136	0,016	0,001	0,717	0,081	0,063	0,007	0,001	0,315	<0,000 5*	1
CI-A	0,208	0,214	0,025	0,001	0,872	0,140	0,134	0,016	0,002	0,682	0,004*	1
Global	0,188	0,177	0,010	0,001	1,164	0,124	0,114	0,007	0,000	0,682	<0,000 5*	1

Tabla 29. Tabla de error relativo promedio de las distancias (%). Test de Student

Si bien las conclusiones cualitativas son similares a las obtenidas con el error absoluto, los resultados de veracidad y precisión podrían llegar a interpretarse como proporcionales a la tensión media que aparecería en los implantes al conectar una estructura protésica sobre los mismos.

Podemos encontrar una expresión relativa en forma de distancia si lo multiplicamos por el valor eficaz de las distancias en los modelos. Dicho valor se define como la raíz de la media de las distancias entre dos implantes consecutivos y es de 20'91 μm .

El error relativo equivalente en unidades de distancia eficaz (μm) es el que aparece en la siguiente tabla:

	PIC	Conv. ferulizada
Veracidad	39'31 μm	25'93 μm
Precisión	37'01 μm	30'11 μm

Tabla 30. Error relativo equivalente en unidades de distancia

En resumen, el estudio de los errores de distancia confirma los resultados previamente obtenidos con el estudio de las coordenadas: existen diferencias en la precisión y veracidad de ambas técnicas, a favor de la técnica convencional. Sin embargo hay que destacar que son de pequeña magnitud y que ambas técnicas se encontrarían por debajo de las 50 μm de desviación, lo cual se considera un ajuste no sólo "aceptable" sino "bueno" en este tipo de rehabilitaciones de arcada completa¹³.

5.4.- ANÁLISIS DEL ERROR ANGULAR

Por último se ha estudiado la desviación respecto al ángulo formado por cada uno de los implantes de los cuatro modelos maestros con el considerado como referencia (#12). Las tablas que se presentan a continuación muestran la dispersión de estas medidas por implante y modelo.

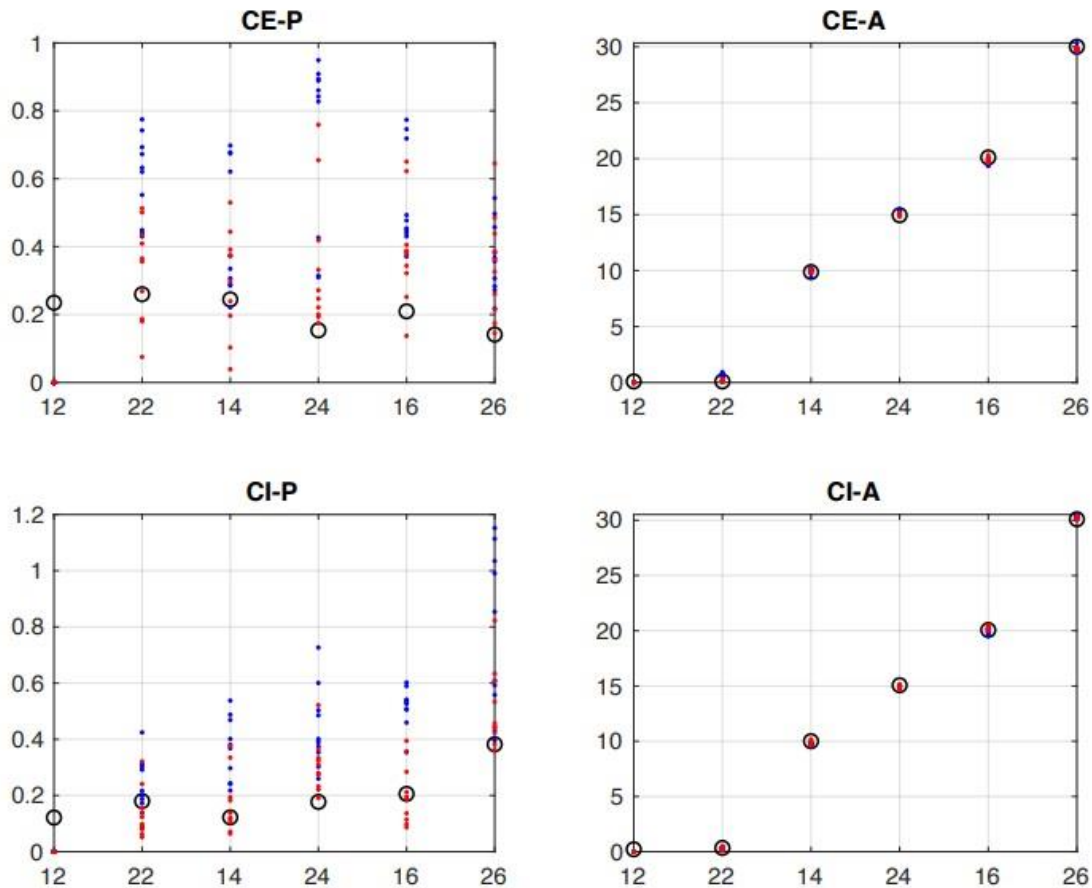


Figura 86. Diagramas de dispersión de las medidas de angulación para todos los implantes, por modelo. Los círculos negros representan los valores de la angulación en los modelos de referencia. Azul = PIC; Rojo = Conv. Ferulizada

Para los implantes angulados es difícil apreciar las desviaciones, dado que son pequeñas ($<1^\circ$) y la escala de los diagramas debe permitir que aparezcan las angulaciones relativas con las que se diseñaron. Es necesario recordar que muestran las medidas angulares obtenidas y no los errores de angulación. Por ello en la figura siguiente se han representado estos errores para todos los casos:

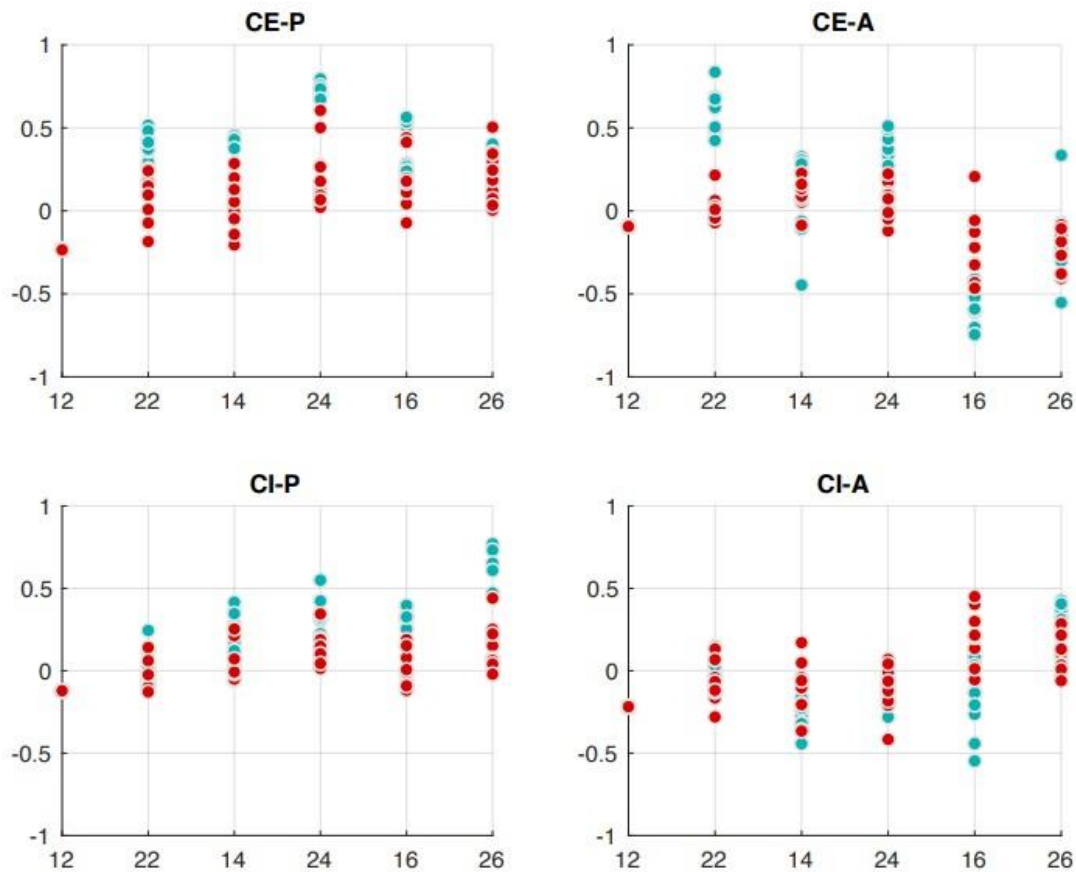


Figura 87. Diagramas de dispersión de los errores de angulación para todos los implantes y modelos. En azul, el sistema PIC y, en rojo, la técnica ferulizada.

Los errores están por debajo de $\pm 1^\circ$, con una tendencia para la técnica convencional que los acerca más a cero. Se puede observar que para el implante 12 no hay dispersión. Esto se debe, como ya se ha mencionado, a que en cada medida el eje de este implante se toma como referencia para los ángulos de los demás implantes.

Al promediar los errores de angulación por implante se obtiene una idea de la exactitud en cada uno de los modelos de implantes, como vemos en la figura siguiente:

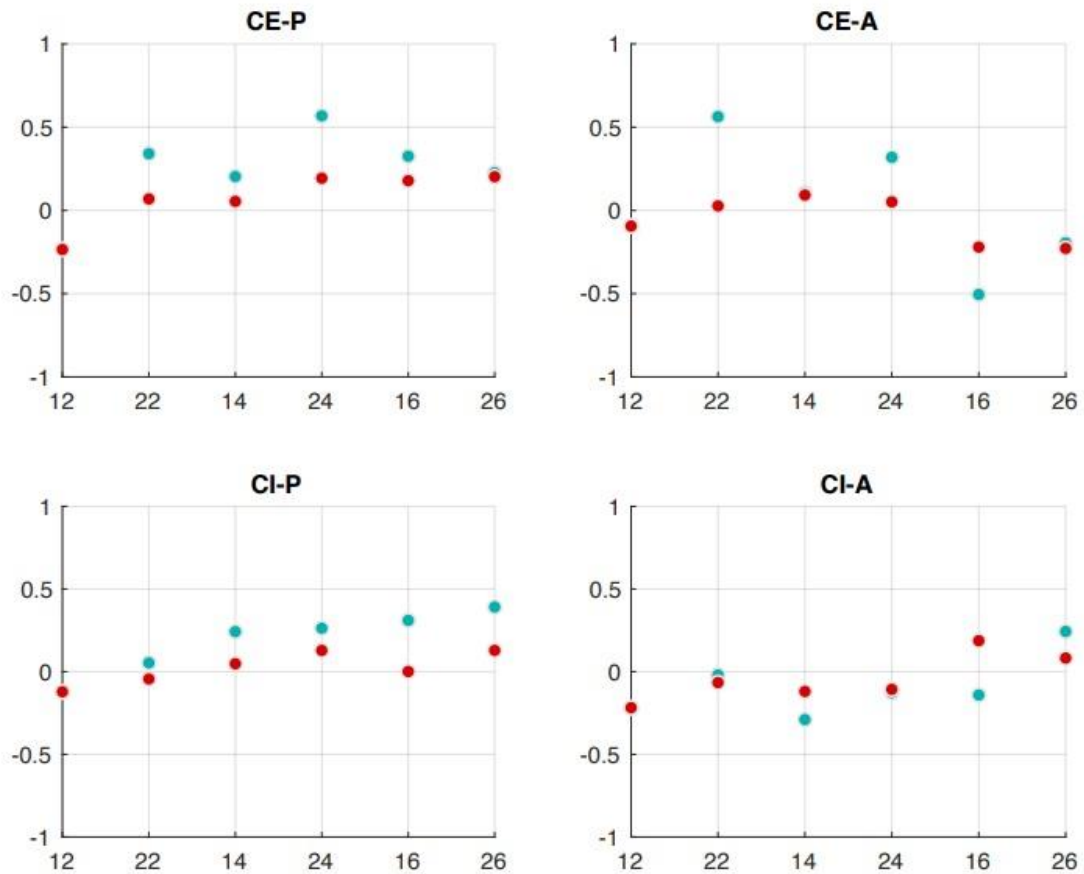


Figura 88. Promedio de los errores de angulación, por implante, para cada modelo. En azul, la técnica PIC y, en rojo, la convencional ferulizada.

En estos diagramas queda clara la tendencia de la técnica convencional a proporcionar menores errores de angulación que la técnica PIC, aunque dentro de valores muy pequeños. Para verificar y cuantificar esta observación se ha realizado el análisis de los datos numéricos.

5.4.1.- Resultados por modelo e implante

En las tablas que se presentan a continuación, la columna de medias debe tomarse como una indicación de la **veracidad** de las técnicas, mientras que la columna de desviaciones estándar sería una medida de la **precisión** de las mismas. Las unidades son grados sexagesimales.

CE-P	PIC			Conv. ferulizada			p	h
	Media (°)	D.E.	I.C. 5%	Media (°)	D.E.	I.C. 5%		
22	0,341	0,127	0,060	0,069	0,147	0,060	0,000*	1
14	0,204	0,194	0,080	0,054	0,154	0,070	0,073	0
24	0,568	0,261	0,110	0,194	0,204	0,090	0,002*	1
16	0,326	0,149	0,060	0,179	0,154	0,070	0,043*	1
26	0,227	0,104	0,050	0,203	0,154	0,070	0,683	0

Tabla 31. Errores de angulación por implante para el modelo CE-P. N=10. *Test t de Student*

CE-A	PIC			Conv. ferulizada			P	h
	Media (°)	D.E.	I.C. 5%	Media (°)	D.E.	I.C. 5%		
22	0,564	0,135	0,060	0,027	0,080	0,030	0,000*	1
14	0,105	0,244	0,110	0,092	0,084	0,040	0,879	0
24	0,319	0,169	0,070	0,051	0,104	0,040	0,001*	1
16	-0,505	0,245	0,110	-0,220	0,200	0,090	0,011*	1
26	-0,195	0,223	0,100	-0,228	0,122	0,050	0,690	0

Tabla 32. Errores de angulación por implante para el modelo CE-A. N=10. *Test t de Student*

CI-P	PIC			Conv. ferulizada			P	h
	Media (°)	D.E.	I.C. 5%	Media (°)	D.E.	I.C. 5%		
22	0,053	0,100	0,040	-0,044	0,085	0,040	0,031*	1
14	0,242	0,112	0,050	0,048	0,106	0,050	0,001*	1
24	0,263	0,142	0,060	0,128	0,094	0,040	0,024*	1
16	0,310	0,070	0,030	0,001	0,108	0,050	0,000*	1
26	0,391	0,288	0,120	0,128	0,141	0,060	0,022*	1

Tabla 33. Errores de angulación por implante para el modelo CI-P. N=10. *Test t de Student*

CI-A	PIC			Conv. ferulizada			p	h
	Media (°)	D.E.	I.C. 5%	Media (°)	D.E.	I.C. 5%		
22	-0,019	0,090	0,040	-0,066	0,126	0,050	0,356	0
14	-0,290	0,077	0,030	-0,120	0,168	0,070	0,013*	1
24	-0,127	0,072	0,030	-0,107	0,141	0,060	0,699	0
16	-0,141	0,229	0,100	0,187	0,169	0,070	0,002*	1
26	0,243	0,152	0,070	0,082	0,111	0,050	0,016*	1

Tabla 34. Errores de angulación por implante para el modelo CI-A. N=10. *Test t de Student*

5.4.2.- Resultados por modelo

Resulta complejo valorar el significado de los errores angulares por implante, sobre todo cuando dentro de, por ejemplo, un grupo con los implantes paralelos existen diferencias significativas en unos implantes, pero no en otros. A continuación se expone la media de error angular por modelo y global:

Modelo	PIC			Conv. ferulizada			p	h
	Media (°)	D.E.	I.C. 5%	Media (°)	D.E.	I.C. 5%		
CE-P	0,333	0,213	0,040	0,140	0,170	0,030	<0,0005*	1
CE-A	0,057	0,429	0,080	-0,056	0,185	0,030	0,092	0
CI-P	0,252	0,192	0,040	0,052	0,125	0,020	<0,0005*	1
CI-A	-0,067	0,222	0,040	-0,005	0,184	0,030	0,131	0
Global	0,144	0,320	0,030	0,033	0,182	0,020	<0,0005*	1

Tabla 35. Errores de angulación para los distintos modelos y global. *Test de Student*

Según estos datos se aprecia que existen diferencias significativas entre las medias de errores de angulación de las dos técnicas en los modelos que tienen implantes paralelos (CE-P y CI-P) y a nivel global. Pero antes de sacar

conclusiones, debe tenerse en cuenta que las medias anteriores se han obtenido promediando los errores de angulación de varios implantes diferentes. Como los errores pueden ser positivos y negativos, ese promedio da lugar a una cancelación de errores entre implantes que no es representativa de la realidad física. Por este motivo hemos recurrido a complementar el resultado anterior con una media por modelo calculada sobre los valores absolutos de los errores de angulación. Esto permite presentar la tabla siguiente:

Modelo	PIC			Convencional			<i>p</i>	h
	Media (°)	D.E.	I.C. 5%	Media (°)	D.E.	I.C. 5%		
CE-P	0,33	0,21	0,04	0,17	0,14	0,03	<0,0005 *	1
CE-A	0,38	0,21	0,04	0,15	0,12	0,02	<0,0005 *	1
CI-P	0,26	0,18	0,03	0,10	0,09	0,02	<0,0005 *	1
CI-A	0,19	0,13	0,02	0,14	0,11	0,02	0,076	0
Global	0,29	0,20	0,02	0,14	0,12	0,01	<0,0005 *	1

Tabla 36. Errores de angulación (v. absoluto) para los distintos modelos y global.

En general, la técnica convencional ferulizada empleada en el presente estudio tiene mejor veracidad (valores de las medias) y precisión (valores de las desviaciones estándar) que la técnica PIC en lo que a error angular se refiere, confirmando resultados previos. Aunque estas diferencias no son significativas para el modelo CI-A (con implantes angulados), sí que los son para la comparación global, por lo que se rechaza la H_07 . Nuevamente debemos resaltar la magnitud de las diferencias angulares, que en ningún caso es superior a $0^{\circ}23'$.

5.4.3.- Error angular en relación con la angulación y la conexión

Con los mismos datos podemos analizar el efecto de la angulación y el tipo de conexión sobre el error angular.

	Paralelos			Angulados			Valor p	h
	Media (°)	D.E.	I.C.5%	Media (°)	D.E.	I.C. 5%		
PIC	0,30	0,20	0,03	0,28	0,20	0,03	0,637	0
Conv. ferulizada	0,14	0,12	0,02	0,15	0,12	0,02	0,585	0

Tabla 37. Comparativa de error medio de angulación (v. absoluto) según angulación

	Conexión externa			Conexión interna			Valor p	h
	Media (°)	D.E.	I.C.5%	Media (°)	D.E.	I.C. 5%		
PIC	0,36	0,21	0,03	0,22	0,16	0,02	0,000	1
Conv. ferulizada	0,16	0,13	0,02	0,12	0,10	0,01	0,022	1

Tabla 38. Comparativa de error medio de angulación (v.) según conexión

Como se aprecia, hay diferencias significativas en la exactitud de los ángulos dependiendo de si la conexión es externa o interna, para ambas técnicas, siendo las diferencias de pequeña envergadura y favorables a la conexión interna. Sin embargo, no hay significación entre implantes paralelos y angulados. Estos resultados permiten rechazar la H_08 y aceptar la H_09 .

La desviación angular media del sistema PIC ha sido de $0'29^\circ \pm 0'20^\circ$ y la de la técnica convencional ferulizada de $0'14^\circ \pm 0'12^\circ$.

6.- DISCUSIÓN

6.1.- SOBRE MATERIAL Y MÉTODO

6.1.1.-Número de implantes

Como se ha mencionado previamente, un correcto ajuste pasivo de las estructuras resulta necesario para conseguir rehabilitaciones protésicas con el menor número de complicaciones mecánicas y/o biológicas posibles^{2,3,10}. Sin embargo, tal ajuste sin tensiones es más difícil de lograr a medida que aumenta el número de implantes sobre los que debe apoyar una misma estructura³⁷, sobre todo si ésta es atornillada³. Además, la complejidad de la toma de impresiones también aumenta con la incorporación de más implantes y se ha visto que los escáneres intraorales proporcionan mejores resultados en unitarios y puentes cortos que en rehabilitaciones completas^{127,145,194}. Por ello hemos decidido utilizar un modelo con implantes que imitase una situación de arcada completa, que es más compleja. En la bibliografía revisada el número mínimo empleado para estos estudios es de 4 implantes (cuando estudian casos de la técnica *All-on-Four*[®]) y el máximo, de 8, y se ha seleccionado un modelo con 6 implantes^{62,71,123,127,132,189,196,204,209,210,216,247,249,250}, ya que corresponde a una situación clínica frecuente.

6.1.2.- Tipo de implante

Los implantes se seleccionaron en virtud de la anchura y diseño de su plataforma, con la intención de que fuese más fácil de medir por una CMM industrial, con punta palpadora, de acuerdo con las recomendaciones de estudios previos^{123,127,132,136,204}. Las impresiones se realizaron directamente sobre los implantes para poder medir la influencia de este factor, ya que la incorporación de pilares transpiteliales, aunque recomendada en las rehabilitaciones de implantes múltiples, hubiera cambiado la localización de la conexión a la vez que la hubiera unificado en una única conexión de tipo cónico.

En los estudios que comparan técnicas de impresión predomina la utilización de conexiones internas^{71,81,88,89,131,153,159,162,201,202,207-215,217,218,223,225,227,229-231,233,244,250,252} frente a la externa hexagonal, tipo Branemark^{77,96,189,196,211,213,226,232,235,237,245,253,254}.

6.1.3.- Modelos maestros

En la mayoría de estudios comparativos revisados, los *modelos maestros* (controles) o de referencia fueron fabricados con resina^{71,74,78,102,125,127,159,189,201,202,207-210,213,215-217,218,224-226,229,235-237,243,245,247,251,255,256} o metal^{4,8,67,77,92,106,206,211,212,214,227,230-232,234,237-239,240-241,253,258}, debido a su alta resistencia frente a la manipulación. Siguiendo esta premisa nuestros modelos maestros han sido fabricados con una resina de termocurado.

Por su parte, los modelos de estudio se han vaciado con escayola tipo IV, tal y como se hace habitualmente en los laboratorios antes de escanearlos o de fabricar las prótesis sobre ellos.

6.1.4.- Técnica de impresión convencional ferulizada

Para la realización de la presente tesis se ha seleccionado la impresión convencional ferulizada como método comparativo frente al más novedoso, como es la estereofotogrametría. La técnica directa ha demostrado su eficacia en numerosos estudios, obteniendo modelos de trabajo con implantes más exactos que al usar la técnica indirecta (o de reposicionamiento). De hecho, los artículos revisados confirman en su mayoría tal ventaja^{8,14,29,34,53,62,81-83,160,208,213,215,224,226,227,237,239,247,254,255,259-261} o que, como mínimo, no existen diferencias significativas entre ambas técnicas^{84,196,211,212,220,225,229,239,242}; esto último en impresiones de unitarios o cuando hay pocos implantes (hasta 4) y siempre que el disparalelismo entre los ellos no supere los 10°^{242,250,252}.

Respecto a la ferulización de las copias de impresión, son varios los estudios que no han hallado diferencias significativas entre realizarla o no^{71,81,82,99,209,220,262,263}, pero la mayoría avala una mayor exactitud de los modelos

obtenidos mediante *técnicas ferulizadas*^{4,8,29,62,74,75,85,90,92,98,207,208,215,219,234,237,247,250,252,255,258,259,261,264-267}. Papaspyridakos (2016) encontró diferencia a favor de la ferulización en impresiones de arcada completa si éstas se realizan directamente a implante, mientras que no mejora la exactitud si se hace a nivel de pilar²²³. Igualmente según su revisión, parece que la exactitud es mayor al ferulizar en arcada completa pero no en casos parciales²⁵⁹. Stimmelmayer (2012) comparó la técnica directa ferulizada con la técnica indirecta en impresiones de cuatro implantes con poliéter, obteniendo resultados estadísticamente significativos *in vitro* a favor de la técnica ferulizada ($80\pm 25\ \mu\text{m}$ vs $124\pm 34\ \mu\text{m}$). Al reproducir la situación *in vivo* obtuvo los mismos resultados, pero las discrepancias entre técnicas tuvieron valores seis veces superiores^{29,98}. Concluyó que la ferulización debería emplearse para todos los casos con más de 4 implantes y que es difícil reproducir *in vitro* las situaciones clínicas. Por estos motivos, la técnica directa ferulizada es considerada como *gold estándar*.

En cuanto a cómo ferulizar las cofias entre sí, tal y como se ha expuesto previamente en la “Introducción” existen numerosas formas de hacerlo. Aunque los materiales más utilizados han sido las resinas acrílicas, éstas presentan una contracción de polimerización que hay que contrarrestar, y los estudios no estandarizan la técnica empleada (por ejemplo, aunque todas ferulicen con Duralay no es lo mismo aplicarlo directamente sobre las cofias, sobre hilo de seda, unir con él fresas de turbina o alambres de ortodoncia, empezar aplicando la resina en las cofias e ir hacia el centro o hacerlo al contrario, cortar a las 24 h y volver a unir en boca, cortar a los 17 minutos y volver a unir, etc). Esta disparidad hace que sea difícil concretar cuál es la mejor forma de ferulizar. Por ello se ha seleccionado la técnica desarrollada por el grupo de Papaspyridakos^{97,105,124,223} con el fin de intentar unificar metodologías. En ella se utilizan barras de un grosor controlado, obtenidas mediante el vaciado de pajitas de bebida, con una resina fotopolimerizable de baja contracción (*Triad® gel*), seccionándolas y volviéndolas a unir^{85,219}. Esta técnica fue descrita por primera vez⁹⁴ en el año 2000 y se ha utilizado también con resinas autopolimerizables^{224,234,247}.

En lo que al material de impresión se refiere la mayoría de los estudios parecen coincidir en que no hay diferencias entre el poliéter (PE) y el *polivinilsiloxano* (PVS) o silicona de adición a la hora de obtener modelos exactos^{20,59,82,83,212,215,225,228,259,268}. Algunos estudios concluyen que el PE obtiene modelos más exactos que el PVS^{74,210,236,264}, pero son más los que afirman que los resultados en implantes angulados son mejores con PVS^{66,71,215,216,218,229,269}, según se menciona, por su capacidad de recuperación elástica²¹⁵, importante en el presente estudio.

La mayor parte de los estudios emplean *cubetas individuales* perforadas de acrílico^{71,74,77,81,87,102,128,153,159,201,206,207,209,210,213-15,217-220,224,227,232,234,236,237,244,245,247,251,255,256,260,270} para las técnicas de cubeta abierta, igual que en el presente protocolo, porque permiten controlar el grosor del material de impresión y, por tanto, su estabilidad dimensional, proporcionando mejores resultados que las de stock.

La reutilización de las cofias de impresión, que es un factor que podría llegar a afectar la exactitud de las impresiones, también fue tenido en cuenta y las cofias fueron reutilizadas sólo 10 veces, de acuerdo a los resultados de Alikashi et al (2013), quienes analizaron este factor llegando a la conclusión de que una cofia se puede usar un mínimo de 10 veces sin afectar el resultado²⁴⁸.

6.1.5.- Tamaño muestral y tolerancia permitida

El tamaño de la muestra, considerado como número de modelos por técnica, fue seleccionado a partir de la bibliografía revisada en la que N=10 fue el más empleado para la comparación de técnicas de impresión sobre implantes^{66,77,81,82,96,105,128,140,147,203,206,208,209,212,214-218,220,222,223,226,227,229,230,232,235,236,243,244,251,252,254,261,270}, atribuyéndole una potencia estadística de un 80% con un nivel de significación de $\alpha = 0.05$ en los artículos que hacen referencia al cálculo de la muestra, que son escasos^{106,215,217,235,254}.

En la presente tesis se estudian dos procedimientos de medición cuya precisión no está caracterizada, con lo que *a priori* se utilizó un número de modelos por técnica igual que en estudios previos revisados^{271,272}. Una vez realizado un análisis estadístico preliminar se constató que con tal tamaño muestral se podía detectar, en el peor de los casos, una diferencia entre técnicas de 26 μm , con una potencia del 80% y una incertidumbre del 5%. Esto nos permitiría realizar una comparación con la misma incertidumbre que en los estudios ya publicados en los casos en que los resultados se expresasen por implante, modelo y técnica. Sin embargo, al realizar los análisis de desviaciones respecto al centro real del implante por modelo y globales, el tamaño de la muestra se incrementa a $N=60$ y $N=240$, respectivamente.

N	Potencia					
	0.80	0.85	0.90	0.95	0.97	0.99
7	31.64	34.17	37.53	42.97	46.89	55.48
10	25.53	27.56	30.21	34.39	37.31	43.41
15	20.29	21.89	23.96	27.16	29.34	33.74
20	17.34	18.71	20.46	23.14	24.94	28.53
30	13.97	15.07	16.47	18.59	20.00	22.76
40	12.02	12.97	14.17	15.97	17.17	19.48

Tabla 39. Capacidad de discriminación (en μm) para $\alpha= 5\%$

Basándonos en la literatura disponible se escogió un error mínimo significativo, o tolerancia permitida, de 0'05 mm (50 μm), ya que se considera que esa discrepancia es compatible con un buen ajuste pasivo de una estructura sobre los implantes¹³ y podría ser detectada clínicamente^{13,260}. Además, según Assuncao (2004) en una buena impresión es posible encontrar una discrepancia de 50 μm en cualquier eje²⁷³. Andriessen llegó al mismo valor de tolerancia siguiendo una justificación biomecánica: si el máximo movimiento lateral de un implante dentro del hueso es de 50 μm , el máximo desajuste permitido en una

estructura por implante debería ser ese, ya que es lo que la biología puede tolerar²⁰⁵. Esta premisa queda ratificada por el estudio de Paspaspyridakos (2012) en el cual, además de calcular mediante el uso de *software* especializado las desviaciones 3D entre modelos de arcada completa obtenidos con técnica ferulizada y no ferulizada, también se llevó a cabo la comprobación clínica de las estructuras realizadas sobre los modelos, llegando a la conclusión de que, para implantes de conexión externa, la máxima desviación 3D que daba lugar a un correcto ajuste de las estructuras en clínica era 59 μm mientras que la desviación tridimensional más pequeña que producía desajuste clínico era 72 μm ²¹⁹. Aunque estos valores son superiores a 50 μm hemos preferido mantener este último como el mínimo significativo ya que en nuestro estudio también estamos empleando conexión interna y angulaciones variables.

Andriessen calculó el máximo error angular admisible entre dos implantes siguiendo la misma premisa y concluyó que, para un implante de 15 mm, un movimiento lateral de 50 μm resultaría, usando la trigonometría, en una variación angular de 0'194 grados²⁰⁵. Puesto que las desviaciones angulares se producen entre dos implantes, el autor multiplica este valor por dos, estableciendo la tolerancia biológica en 0'388° de error angular entre implantes.

6.1.6.- Comparación entre técnicas

Los estudios que comparan técnicas de impresión digitales entre sí o frente a técnicas convencionales emplean una metodología semejante a la de esta tesis, es decir, midiendo el grado de desviación lineal de la posición de los centros de los implantes respecto a un valor de referencia. Puesto que las impresiones digitales ya proporcionan un archivo STL, sólo es necesario convertir los modelos físicos en digitales y la comparación se realiza con *software* CAD específico. La medición del desplazamiento total en 3D de los centros de los implantes a las referencias es el método más extendido para comparar la veracidad de las técnicas y es, asimismo, el empleado en la presente tesis, aunque para profundizar en las posibles diferencias también se ha estudiado la variación

en la distancia lineal entre implantes y la distorsión angular respecto a un eje de referencia (implante 12). Estos métodos son más fiables que los observados en algunos de los artículos revisados, en los que se medían las distancias entre centros y la angulación marcando líneas sobre fotografías o tomando como referencia otras estructuras, como bolas metálicas, susceptibles de distorsión.

La utilización de una máquina de medición de coordenadas (CMM) para la medida de los modelos maestros sigue la tendencia más extendida en este tipo de investigaciones ya que se considera el recurso metrológico más fiable para verificar medidas de sólidos tridimensionales. Así se pueden obtener, con la mayor exactitud posible, las medidas “reales” de nuestros modelos, que serán la base de todo el estudio posterior. Estas máquinas permiten registrar las distorsiones 3D y rotacionales con un procedimiento de medida estandarizado y repetible, aunque su velocidad de escaneo es baja y pueden tener dificultades para medir superficies de formas libres como, por ejemplo, surcos, fisuras o espacios interproximales²²¹, debido al tamaño y forma de su sonda palpadora. Sin embargo, estos dos inconvenientes no han afectado apenas en este caso puesto que sólo se escanearon con ella cuatro modelos (los maestros) y los implantes seleccionados permitieron buenas superficies de lectura.

6.2.- DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

Debido a que no existen en la literatura otros estudios que comparen la técnica convencional con la estereofotogrametría (sistema PIC), los resultados sólo podrían compararse con los de la tesis de Ortiz (2017), en la que se estudiaron, *in vivo*, cinco técnicas de impresión (indirecta, directa, directa ferulizada, FRI y PIC) para reproducir la posición en boca de ocho implantes en maxilar y otros ocho en mandíbula, de conexión externa. Tras realizar 5 repeticiones con cada técnica, los modelos físicos obtenidos fueron medidos por una CMM y se compararon todas las distancias euclídeas posibles entre los 8 implantes. El autor no halló diferencias significativas en la precisión de las

distintas técnicas²⁷⁴. Donde sí encontró diferencia fue en la percepción de comodidad por parte del paciente, que resultó significativamente mejor con PIC que con la técnica ferulizada y FRI. Nuestros resultados difieren de los expuestos en este estudio ya que sí encontramos diferencias significativas en la precisión, a favor de la técnica ferulizada ($22'83 \pm 14'75 \mu\text{m}$ vs $27'56 \pm 15'99 \mu\text{m}$ de PIC). Sin embargo, los estudios difieren en varios apartados metodológicos (tipo de estudio, distinta técnica de ferulización, variables, ...).

Bergin (2013) comparó la técnica directa ferulizada con una técnica fotogramétrica de creación propia, consistente en un set para toma de fotografías con una cámara Nikon, distintas referencias, cofias modificadas con esferas y un *software* específico. Los registros se tomaron de un modelo mandibular con cinco implantes Replace® paralelos, que fueron escaneados con una CMM para obtener los valores de referencia. La media de error (veracidad) fue de $26'2 \mu\text{m}$ (CI 95%: $15'9$ a $36'6 \mu\text{m}$) para la técnica ferulizada y $28'8 \mu\text{m}$ (IC 95%: $24'8$ a $32'9 \mu\text{m}$) para la fotogramétrica¹⁷⁵. La precisión de localización de los implantes (calculada como la DE de la medida) fue de $5'6 \mu\text{m}$ (CI 95%: $3'4$ a $16'1 \mu\text{m}$) para la fotogrametría y $17'2 \mu\text{m}$ (CI 95%: $10'3$ a $49'4 \mu\text{m}$) para la técnica ferulizada. Como se puede apreciar, sus resultados de veracidad se encuentran en la línea de los obtenidos en esta tesis, pero en precisión son opuestos, ya que nuestros valores son superiores para las dos técnicas a los expuestos y mejores para la técnica convencional ferulizada ($22'83 \mu\text{m}$) frente al sistema PIC ($27'56 \mu\text{m}$). Nuevamente, la diferencia entre este sistema y la técnica fotogramétrica estudiada por Bergin no permite comparaciones, aunque sí arroja cierta luz sobre las posibilidades de la fotogrametría en nuestro campo. En cualquier caso, las diferencias existentes, en magnitud, son muy pequeñas (inferiores a $10 \mu\text{m}$) y pueden considerarse irrelevantes clínicamente y dentro de las $50 \mu\text{m}$ de tolerancia establecida.

Comparando esta tesis con los estudios que analizan *otras técnicas digitales frente a la convencional* midiendo desviaciones tridimensionales en impresiones de implantes en *arcada completa*, los resultados obtenidos

contrastan con los de Amin (2016), quien para un modelo de 5 implantes, utilizando la superposición de archivos STL, el RMS (*root mean square*) y un algoritmo *best-fit*, concluyó que la media de las desviaciones 3D era significativamente mayor con la técnica convencional ferulizada ($167'93 \pm 50'37 \mu\text{m}$) frente a las $46'41 \pm 7'34 \mu\text{m}$ y $19'32 \pm 2'77 \mu\text{m}$ de los escáneres Cerec Omnican y True Definition (TD), respectivamente¹⁰⁵. En este estudio cabe destacar las grandes desviaciones obtenidas por la técnica de impresión ferulizada, frente a nuestros resultados ($21'56 \pm 19'88 \mu\text{m}$), teniendo en cuenta que la técnica empleada para unir los transfers es la misma y que Papaspyridakos, usando el mismo modelo de arcada completa que Amin, comparó las desviaciones absolutas tridimensionales de cada implante, obteniendo diferencias significativas entre la técnica ferulizada con *Triad® Gel* ($7'42 \pm 3'46 \mu\text{m}$) y el escáner Trios® ($19'38 \pm 14'67 \mu\text{m}$), aunque no con respecto al control, con lo que su conclusión fue que la veracidad de las impresiones digitales es comparable a la de las impresiones convencionales ferulizadas¹²⁴. A este respecto los autores, pertenecientes al mismo grupo de investigación explican que en el primer estudio¹⁰⁵ las impresiones y su vaciado corrieron a cargo de un residente de prostodoncia con experiencia moderada (y no de un experto) y que los scanbodies empleados no fueron los mismos. Los resultados de Papaspyridakos concuerdan con los obtenidos en este estudio, aunque nuestros valores de desviación 3D son ligeramente superiores con una media de $21'56 \pm 19'88 \mu\text{m}$ (técnica ferulizada) frente a las $37'68 \pm 21'38 \mu\text{m}$ de la técnica digital (PIC). El mismo autor, para la misma técnica de ferulización, obtuvo en 2017 resultados más en la línea de los nuestros ($34'12 \pm 7'10 \mu\text{m}$)⁹⁷. Menini analizó la diferencia en impresiones de cuatro implantes entre ferulización e impresión con poliéter y el escaner True Definition²²¹. Fabricó estructuras y observó que el peor ajuste obtenido a partir de la peor impresión digital ($19 \pm 15 \mu\text{m}$) era mejor que el obtenido de la mejor convencional ($22 \pm 23 \mu\text{m}$), con lo que para el autor la veracidad de la técnica digital es mayor. Por último, Cappare (2019) comparó una ferulización de composite (en casos clínicos de 6 implantes) arrastrada con escayola frente a una toma de impresión digital con el CS3600

obteniendo buena exactitud, comprobada clínica y radiográficamente, con ambos métodos²⁴⁹.

Con un menor número de implantes (en concreto dos, paralelos o angulados) Basaki comparó el iTero® con impresiones de PVS, obteniendo como conclusión que el escáner era menos exacto que la técnica no digital²¹⁷ ($116'94 \pm 94 \mu\text{m}$ vs $56 \pm 29 \mu\text{m}$). Resultados similares han obtenido Chia (2017), al comparar Trios frente a poliéter también para dos implantes²⁰¹ ($45 \pm 3'4 \mu\text{m}$ vs $36 \pm 6'5 \mu\text{m}$), y Chew (2017) comparando Trios®, iTero® y TD con una impresión de poliéter de dos implantes, ya que obtuvo una mejor veracidad con la técnica convencional²⁰² (TD: $35 \pm 6 \mu\text{m}$, Trios: $64 \pm 10 \mu\text{m}$, iTero: $62 \pm 18 \mu\text{m}$ y TD: $63 \pm 17 \mu\text{m}$). También Alsharbaty constató que la técnica directa (sin ferulizar) fue significativamente más veraz que el escáner Trios, al que el autor no consideró recomendable para trabajos parciales sobre implantes²⁷⁵. Sin embargo, los estudios de Lee y Karl concluyeron que los escáneres digitales son al menos igual de exactos que las técnicas convencionales para fabricar restauraciones sobre implantes con un ajuste óptimo^{89,243} y, según Ahlholm, esto es así en coronas unitarias y puentes cortos, pero para arcadas completas la técnica convencional es más exacta¹³⁹.

Respecto al resto de artículos revisados, con similar metodología, que *comparan los escáneres entre sí*, no frente a técnicas convencionales, en 2017 Vandeweghe comparó cuatro escáneres intraorales para captar un modelo con seis implantes¹⁸⁹. Superponiendo los archivos obtenidos con los de referencia sus conclusiones fueron que Trios y TD son los más exactos (con una veracidad de $28 \mu\text{m}$ y $35 \mu\text{m}$, y una precisión de $33 \mu\text{m}$ y $30 \mu\text{m}$, respectivamente), mientras que el Cerec Omnicam, aunque podía utilizarse para estos casos, no daba tan buenos resultados ($61 \mu\text{m}$ de veracidad y $59 \mu\text{m}$ de precisión). Según el autor el escáner Lava COS no debía emplearse para arcadas completas ya que su veracidad es baja ($122 \mu\text{m}$ de error). De Angelis, tras realizar 50 escaneos con el Carestream CS3500 de un único modelo de seis implantes, obtuvo una veracidad,

según la media del error de alineación, de $79'6 \pm 12'87 \mu\text{m}$, y una precisión que variaba de $24\text{-}52 \mu\text{m}$ ¹⁹⁵.

Como se puede inferir de los datos previos, los diversos autores consideran que una discrepancia de $60 \mu\text{m}$ permite el uso clínico de los escáneres, lo cual está en línea con la tolerancia establecida en nuestro estudio. De hecho, los resultados de veracidad global del sistema PIC ($37'68 \mu\text{m}$) son mejores que los observados con otras técnicas digitales. Y, si bien ha resultado ser menos veraz que la técnica convencional ferulizada es altamente probable que las rehabilitaciones realizadas a partir de sus capturas tengan correcto ajuste clínico, tal y como muestran las publicaciones de casos clínicos disponibles. Cabe resaltar que los datos obtenidos con la técnica ferulizada empleada, que usa acrílico fotopolimerizable de muy baja contracción de polimerización, cortando la estructura y volviéndola a unir, están por debajo de los obtenidos en estudios previos en los que se emplearon resinas acrílicas autopolimerizables (tipo Duralay), como muestran las desviaciones 3D obtenidas con este último material por Stimmelmayer (2016) del rango de las $80 \pm 25 \mu\text{m}$ ⁹⁸, las $39 \pm 5 \mu\text{m}$ ²⁵⁰ de Tsagkalidis (2015), las $56 \pm 29 \mu\text{m}$ ²¹⁷ de Basaki (2017) y, por último, las $49'96 \mu\text{m}$ obtenidas por Elshenamy (2018)²⁵². Kurtulmus-Gilmaz (2014) midió desviaciones en el rango de las obtenidas en este estudio (entre $22'74 \mu\text{m} \pm 1'74$ y $25'18 \pm 1'43 \mu\text{m}$), pero en ferulizaciones con Duralay de sólo dos implantes²¹⁵. Zen (2015) y Del'Acqua midieron el desajuste en estructuras fabricadas a través de técnicas ferulizadas con Duralay observando valores de $77 \pm 4 \mu\text{m}$ ⁹⁰, $73'13 \mu\text{m}$ ³⁴ y $165 \pm 60 \mu\text{m}$ ⁹².

Existen más estudios que han comparado la exactitud de las técnicas digitales entre sí, mediante el análisis de *errores en distintas distancias* medidas. Fukazawa (2017) comparó Lava COS, TD y Trios3, midiendo la distancia entre pilares de bola atornillados a dos implantes en posiciones 35 y 36, dentro de un tipodonto. El rango de error (veracidad) de Lava COS ($15'4\text{-}38'1 \mu\text{m}$) fue superior al de TD ($14'2\text{-}21'3 \mu\text{m}$) y Trios ($1'0\text{-}8'1 \mu\text{m}$)²²². Giménez et al también han estudiado el desempeño de escáneres basados en diferentes tecnologías:

iTero (láser confocal), Lava COS y True Definition (muestreo de onda activo), Cerec Bluecam (triangulación activa) y 3DProgress + ZFX Intrascan (microscopía confocal con efecto *moiré*). Realizaron escaneos de una misma arcada completa con seis implantes y compararon los errores en 5 distancias seleccionadas. Para ello no emplearon una superposición mediante algoritmo *best-fit*, sino el “*método zero*”, en el que seleccionaron el implante 27 como referencia para todas las mediciones lineales. De tal forma, consideran que se reproduce la situación real en la que los escáneres van acumulando errores y no repartiéndolos entre todo lo escaneado (como haría el *best-fit*). Como resultados obtuvieron que la desviación lineal media con el escáner True Definition quedó entre $5'38 \pm 12'61 \mu\text{m}$ y $-26'97 \pm 50'56 \mu\text{m}$ ¹²³, y la del Lava COS se encontró por debajo de las 100 μm (con hasta 90 μm de diferencia entre su modo de escaneo estándar y el de alta precisión, a favor de este último²⁷⁶), siendo ambos clínicamente aceptables para los autores, igual que el iTero, con un error medio de $-32 \pm 216'1 \mu\text{m}$ ¹²⁷, y Cerec Bluecam que en arcada completa acumula $-116 \pm 103 \mu\text{m}$ ¹³² y es considerado una alternativa en casos con angulación entre los implantes. En cambio, los errores encontrados con los escáneres 3DProgress y ZFX Intrascan, que presentan la misma tecnología de captación de imágenes pero distintos algoritmos para la corrección de errores en el escaneado continuo de arcadas completas, fueron muy superiores a 150 μm , por lo que los autores desaconsejan su uso en arcadas completas²⁰⁴. Con todos los escáneres menos con ZFX Intrascan los errores fueron menores en el primer cuadrante, incrementándose a mayor tramo escaneado. Comparando estos resultados con los del presente estudio, la mayoría obtienen discrepancias superiores a las de la técnica ferulizada estudiada y del sistema PIC.

Los autores anteriores no son los únicos en observar que en los escáneres intraorales la veracidad y la precisión son significativamente mayores en modelos parciales de implantes que en modelos de arcada completa. Imburgia, al comparar Trios, TD, CS3600 y Cerec Omnicam para el escaneado de modelos de 3 y 6 implantes, obtuvo los siguientes resultados de veracidad¹⁹⁴ (Trios: $50'2 \pm 2'5 \mu\text{m}$ vs $67'2 \pm 6'9 \mu\text{m}$, TD: $61'4 \pm \mu\text{m}$ vs $106'4 \pm 23'1 \mu\text{m}$, CS3600: $45'8 \pm 1'6$

μm vs $60'6 \pm 11'7 \mu\text{m}$, Omnicam: $58'8 \pm 1'6 \mu\text{m}$ vs $66'4 \pm 3'9 \mu\text{m}$) y precisión (Trios: $24'5 \mu\text{m} \pm 3'7$ vs $31'5 \pm 9'8 \mu\text{m}$, TD: $19'5 \pm 3'1 \mu\text{m}$ vs $75'3 \pm 43'8 \mu\text{m}$, CS3600: $24'8 \pm 4'6 \mu\text{m} +$ vs $65'5 \pm 16'7 \mu\text{m}$, Omnicam: $26'3 \pm 1'5 \mu\text{m}$ vs $57'2 \pm 9'1 \mu\text{m}$), a partir del análisis de las desviaciones 3D. Sus resultados constatan que los errores son mayores para todos los escáneres y tecnologías estudiadas, cuantos más implantes se registran. Puesto que el sistema PIC captura todas las posiciones de implantes, de forma interrelacionada, desde la misma posición y a partir de fotografías, se supone que es ajeno a este tipo de errores incrementales, pero no existen estudios al respecto. Se desconoce si un menor número de referencias podría afectar a su exactitud, generando un error en sentido contrario.

En lo que a estudios de casos unitarios o parciales se refiere Van der Meer (2012) estudió tres escáneres (iTero, Lava COS, Cerec Bluecam) para el registro de un modelo de arcada dentaria con tres implantes unitarios en posiciones 36, 41 y 46. Midiendo dos distancias entre implantes obtuvo una desviación media de $14'6 \pm 12'7 \mu\text{m}$ a $23'5 \pm 14'2 \mu\text{m}$ para el Lava COS, de $61'1 \pm 53'9$ a $70'5 \pm 56'3 \mu\text{m}$ con iTero, y de $79'6 \pm 77'1 \mu\text{m}$ a $81'6 \pm 52'5 \mu\text{m}$ con Bluecam¹²¹. Las diferencias fueron estadísticamente significativas a favor del escáner Lava COS; los demás presentaron desviaciones superiores a $60 \mu\text{m}$ y a las obtenidas en esta tesis para las dos técnicas estudiadas (PIC y convencional ferulizada). Es necesario resaltar que los autores emplearon un protocolo de escaneado de alta precisión con el Lava COS (no disponible en los otros dos sistemas) y que precisa de un calibrado especial.

En general podemos afirmar que la veracidad del sistema PIC, aunque menor de forma significativa que la de la técnica convencional ferulizada, se encuentra por encima de la lograda por otras técnicas de impresión digitales. Sumando esto a las ventajas que puede presentar su uso para los pacientes y a los estudios que afirman que el ajuste de las estructuras fabricadas a partir de sus archivos es bueno y compatible con un criterio de éxito clínico, se podría

considerar como una alternativa fiable en casos de arcada completa sobre implantes. Sin embargo, es necesario tener en cuenta su coste y el hecho de que no permite registrar implantes unitarios ni dientes o tejidos blandos, lo cual limita sus indicaciones respecto a los escáneres intraorales con tecnologías en constante evolución. No podemos olvidar tampoco los resultados referentes a su precisión; con una estereocámara de una precisión certificada de 10 μm , las 27'56 μm de precisión global 3D plantean la cuestión de si otros eslabones del sistema son susceptibles de mejora. Por una parte, uno de los factores que podrían influir en su precisión son los PIC *transfers*, los cuales tienen una base plástica que puede desgastarse o desajustarse. Además, en ocasiones no se siente el “tope” al ser apretados manualmente. Esto y el hecho de que el límite de usos establecido por el fabricante puede ser superior a 300, consideramos que podría suponer una fuente de errores, cuando hablamos de conseguir exactitudes por debajo de las 50 μm . En este sentido podría plantearse la fabricación de PIC *transfers* con bases mecanizadas metálicas, lo cual solventaría con facilidad estos inconvenientes. Por otra parte, la PIC cámara no puede captar todos los puntos exactamente de igual forma, y en el mismo plano, sin que exista alguna pequeña distorsión que haya que compensar en los puntos de referencia, y es posible que sea susceptible de errores en los distintos planos según se acerque o aleje de los PIC *transfers* o se incline hacia arriba o hacia abajo.

6.2.1.-Desviaciones angulares

Respecto a las desviaciones angulares, en la presente tesis la desviación angular media del sistema PIC fue de $0'29^\circ \pm 0'20^\circ$ y la de la técnica convencional ferulizada fue de $0'14^\circ \pm 0'12^\circ$, ambas por debajo del único valor que hemos encontrado como referencia ($0'388^\circ$)²⁰⁵, por lo que consideramos que son valores demasiado pequeños como para tener repercusión clínica. También son menores que los obtenidos en estudios similares que comparaban otras técnicas de impresión digital. Van der Meer (2012) halló entre $0'2^\circ \pm 0'04^\circ$ y $0'47^\circ \pm 0'14^\circ$ de desviación para Lava COS; entre $0'35^\circ \pm 0'34^\circ$ y $0'42^\circ \pm 0'17^\circ$ con iTero; y de $0'63^\circ \pm 0'55^\circ$ a $0'44^\circ \pm 0'32^\circ$ con Cerec Bluecam¹²¹. Gintaute (2015) utilizó el

escáner True Definition para tomar impresiones de dos modelos con cuatro implantes Certain (3i) cada uno; uno con implantes paralelos y otro en el que los dos implantes distales estaban angulados unos 40° . Las desviaciones angulares con este escáner variaron entre $0'13^\circ \pm 0'06^\circ$ y $0'31^\circ \pm 0'13^\circ$ en el primer modelo; y entre $0'16^\circ \pm 0'08^\circ$ y $0'45^\circ \pm 0'1^\circ$ en el segundo¹³⁶. Si bien las medias de las desviaciones obtenidas por este autor están en línea con nuestros resultados en lo que a la técnica digital se refiere, no concuerdan en el aumento de la desviación angular con la presencia de implantes angulados ya que en nuestro estudio el error angular es igual ($\pm 0'02^\circ$) en los modelos con implantes paralelos y angulados; no aumenta. Giménez (2017) obtuvo desviaciones angulares de entre $0'16^\circ \pm 0'04^\circ$ y $-0'43^\circ \pm 0'1^\circ$ con el mismo escáner (TD)¹²³.

Chia, con modelos de dos implantes con distintas angulaciones relativas entre sí ($0 - 10^\circ - 20^\circ$) obtuvo unas desviaciones angulares medias de entre $0'041^\circ \pm 0'0318^\circ$ a $0'794^\circ \pm 0'274^\circ$ para el escáner Trios Color, frente a las desviaciones de la técnica convencional que se encontraron entre $0'073^\circ \pm 0'0618^\circ$ y $0'545^\circ \pm 0'0615^\circ$, ambos en el eje X²⁰¹. Los resultados de Chew en desviaciones angulares en el mismo eje, igualmente entre dos implantes pero en esta ocasión comparando la técnica convencional con los escáneres Trios, iTero y TD, fueron $0'090^\circ \pm 0'082^\circ$ para la técnica convencional, $0'206^\circ \pm 0'044^\circ$ para Trios, $0'154^\circ \pm 0'113^\circ$ para iTero y $0'226^\circ \pm 0'143^\circ$ para TD, sin diferencias significativas entre los tres²⁰². En otro estudio llevado a cabo por Ajioka sobre un modelo con dos implantes²⁰³, la veracidad de los errores de angulación del escáner Lava COS se encontraron en un rango entre $0'0083^\circ$ y $0'5356^\circ$, mientras que el de los modelos obtenidos a partir de impresiones convencionales fue de $0'0058^\circ$ a $0'3373^\circ$ (inferiores a la digital, al igual que en nuestro estudio).

6.2.2.- Influencia de la angulación de los implantes

Respecto a la influencia de la angulación de los implantes, si bien es cierto que gran parte de los estudios que analizan la veracidad y precisión de las distintas técnicas de impresión en implantes múltiples utilizan modelos *in vitro* con fijaciones paralelas entre sí, la probabilidad de encontrar implantes angulados *in vivo* es elevada, sobre todo en el maxilar, debido a sus características anatómicas. Parece claro que la inclinación relativa de los implantes influye en la toma de impresiones convencional mediante técnica indirecta, puesto que la desinserción de la cubeta manteniendo la cofia de impresión en boca afecta a la estabilidad dimensional del material²⁶⁷; este efecto podría incrementarse cuantos más implantes angulados haya en una impresión. Sin embargo, el efecto de esta angulación cuando la técnica de impresión es directa y se realiza una ferulización rígida, no es tan claro.

De acuerdo con los resultados obtenidos en este estudio, la angulación de los implantes no influye en la veracidad de ninguna de las dos técnicas, pero sí parece influir en la precisión del sistema PIC, existiendo mayor precisión en los modelos que tienen implantes angulados entre sí (24'06 μm) que en los que los implantes están paralelos (31'06 μm). La explicación de estos hallazgos es para nosotros desconocida, aunque podría estar relacionado de alguna forma con la captación de imágenes, de tal forma que una posición inclinada de los PIC *transfers* permitiese mejores capturas o implementase de alguna forma el sistema. Se ha visto que, con algunos sistemas de captación digital, si una posición inclinada del scanbody permite capturar más superficie del mismo, el solapado es mejor y aumenta la exactitud general de la técnica²⁵¹; es posible que algo similar ocurra con el sistema PIC.

Angulación y técnicas convencionales

Varios autores han observado que la angulación influye en la exactitud de las impresiones convencionales pero no afecta a la técnica convencional ferulizada. Rutkunas observó en modelos *in vitro* de dos implantes, que el incremento de la angulación de 5 a 25° estaba relacionado estadísticamente con un detrimento de la exactitud de los modelos²³¹, al igual que Jang¹²⁹ con el mismo número de implantes y angulaciones de hasta 20°. A la misma conclusión llegaron los estudios de Sorrentino (2010), Akalin (2013), Vodjani (2015) y Elshenamy (2018) de que la angulación afecta negativamente la exactitud de las impresiones^{210,218,229,252}. Las angulaciones estudiadas por estos autores se encontraron entre 10° y 30°. Carr (1992) no encontró diferencias en la exactitud de los modelos obtenidos con técnica de arrastre a partir de un modelo maestro de cinco implantes, con una angulación máxima de hasta 15°. Sin embargo, esta angulación sí afectaba significativamente a las impresiones tomadas con cubeta cerrada²⁷⁰, tal y como corroboran las recientes investigaciones de Tsagkalidis (2015), Elshenamy (2018), Parameshwari (2018), Ozcelik (2019) y Osman (2019) con angulaciones de hasta 25 grados^{250,252,257,261,269}. En otra investigación, Assuncao (2004), con modelos de cuatro implantes, determinó que a mayor angulación del implante respecto al plano horizontal, peores eran los resultados, de tal forma que la mayor exactitud la logró con cofias de impresión perpendiculares al plano horizontal (90°)²⁷³ y la peor, con 65°. Estas conclusiones fueron corroboradas en dos estudios posteriores del mismo autor^{77,232}; llevados a cabo con modelos metálicos rectos de dos y cuatro implantes de conexión externa angulados de 90° a 65°. Filho (2009) comparó varias técnicas de ferulización para la toma de impresión sobre dos implantes, bien paralelos, bien uno a 90° de la horizontal y el otro a 65°. La técnica directa ferulizada mediante barras fue la que menores desviaciones angulares produjo²⁵³, con una media de 0'325°, sin diferencias significativas entre implantes paralelos y angulados, frente a la técnica directa sin ferulizar y su

desviación de $1'019^\circ$. Kurtulmus-Yilmaz midió desviaciones angulares medias de $0'205^\circ \pm 0'009^\circ$ en implantes paralelos y $0'227^\circ \pm 0'018^\circ$ en implantes con 20° de angulación, realizando impresiones ferulizadas con Duralay y arrastrando las cofias con PVS²¹⁵. Siadat obtuvo menores discrepancias lineales y rotacionales en los implantes paralelos que en los angulados de modelos de la técnica All-on-Four[®], al usar cofias de arrastre tanto a nivel de implante como de pilar²⁰⁸. Conrad midió la exactitud de modelos de tres implantes cuando éstos mostraban 5° , 10° o 15° de convergencia o divergencia, obteniendo una distorsión similar para todas las combinaciones de técnica de impresión y angulación de los implantes²⁷⁷, al igual que Al-Abdullah, quien no encontró diferencia en la exactitud de modelos de dos implantes angulados entre sí con 10° o 30° de convergencia ($75-95^\circ$ en relación a la horizontal), si éstas se tomaban ferulizando los transfers de cubeta abierta¹⁵⁹, uniéndolos con resinas en dos fases. En implantes angulados 10° Jo (2010) no halló diferencias en la precisión obtenida con las técnicas directa e indirecta²²⁷, al igual que Moura (2019) en implantes con 15° de angulación, para modelos con tres y seis implantes, respectivamente, aunque en este último estudio a los implantes con angulación se le colocaron pilares¹⁹⁶. De igual forma, Papaspyridakos (2016) también constató que una angulación de 15° o inferior no afecta a la exactitud de las impresiones si están ferulizadas²²³. Otros autores como Geramipanah (2014) han estudiado angulaciones extremas y afirman que incrementar la angulación entre implantes de 40° a 60° no suele conllevar un incremento significativo de los errores²¹⁴, sobre todo cuando las impresiones son a nivel de pilar.

Según los autores el efecto de la angulación sobre la exactitud de la impresión puede deberse a la distorsión del material de impresión, que es mayor con la técnica indirecta (cubeta cerrada). En la técnica directa, cuando los implantes están ferulizados rígidamente y angulados, la discrepancia puede deberse a la tensión generada en la conexión y la ferulización al retirarla. En el caso de implantes con conexiones internas, los autores sugieren que las tensiones entre el material de impresión y las cofias son de mayor envergadura y la fuerza generada para desinsertar la cubeta es superior. El hecho de que en

alguno de los estudios las impresiones con implantes angulados sean más exactas a nivel de pilar que de implante²¹⁴ podría deberse a que el pilar modifica la angulación del implante, reduciéndola, sube el nivel de la toma de impresión (haciendo que haya más altura de cofia retenida en el material de impresión) y modifica la conexión en sí.

De cualquier forma es necesario recalcar que todos estos estudios resultan difíciles de comparar debido a que emplean distintas combinaciones de angulaciones de implantes, número, tipo de conexión, niveles de impresión (implante o pilar), materiales, métodos de impresión y métodos de evaluación de las discrepancias, los cuales podrían estar interrelacionados y afectarse entre sí.

Es interesante mencionar que la influencia de la angulación parece estar relacionada con la conexión ya que, intuitivamente, no resulta igualmente difícil desinsertar una impresión ferulizada de implantes de conexión interna cónica, que de conexión externa de hexágono corto. De hecho, como se mencionó en el apartado de “Material y método” hay casas de implantes que fabrican cofias especiales, rotatorias, a utilizar en caso de superar una determinada angulación inter-implantes. A este respecto Mpikos realizó un estudio con modelos de 8 implantes y dos tipos de conexión, y observó que la angulación afecta a la exactitud de los modelos obtenidos mediante técnica convencional, si los implantes son de conexión interna hexagonal²¹¹, lo cual según el autor podría deberse a que la altura de la conexión en estos casos es más larga y puede causar desplazamientos más fácilmente durante la retirada de la cubeta, exagerando la distorsión en casos de implantes disparalelos⁸³. La imprecisión de los mismos fue mayor con una angulación de 25°, que con las otras dos angulaciones que estudió (0 y 15°). Más adelante se profundizará en la posible influencia de la conexión.

Angulación y técnicas digitales

Con métodos digitales los resultados respecto a la angulación son también contradictorios, aunque parece existir una tendencia a confirmar que su

influencia es escasa en la exactitud de los mismos. Según Lin, la divergencia existente entre dos implantes (0°, 15°, 30° y 45°) no afecta la exactitud de los modelos definitivos si se utiliza técnica convencional con PVS, pero sí si la impresión es digital (iTero)²⁵¹. Si bien es cierto que el autor vio que esta diferencia se reducía cuanto mayor era la angulación y ese efecto podía deberse al efecto que ésta pudiese tener en permitir capturar de forma completa los scanbodies. Gintaute utilizó el escáner True Definition para tomar impresiones de dos modelos con cuatro implantes Certain® (3i) cada uno; uno con implantes paralelos y otro en el que los dos implantes distales estaban angulados unos 40°. Las desviaciones medias hallada con este escáner fueron de $9'46 \pm 16'04 \mu\text{m}$ para el modelo con implantes paralelos, y $35'78 \pm 24'22 \mu\text{m}$ para el de angulados¹³⁶. Las diferencias resultaron significativas aunque su relevancia clínica es desconocida por el autor.

Sin embargo, Chia no encontró diferencias significativas entre impresiones convencionales (con poliéter) y digitales (Trios®) de dos implantes con divergencias de 10° y 20° entre ellos²⁰¹, Ribeiro tampoco en modelos de 5 implantes con 15° de angulación y comparando el escáner True Definition con técnica directa y poliéter²⁵⁴ y Alikashi obtuvo mejores resultados con la técnica digital (con Trios®) en la reproducción de modelos maxilares de cuatro implantes colocados siguiendo el concepto *All-on-four*®, con angulaciones posteriores de unos 45°, afirmando que la angulación no influye en la exactitud de la técnica digital²¹³ pero sí en la convencional directa, concordando así con otros autores como Gherlone, quien postuló que el escáner Trios® proporciona una exactitud satisfactoria en este tipo de casos²⁷⁸, y Giménez, que observó que una angulación de 30° no afectaba la exactitud del escáner iTero®¹²⁷. De hecho esta última autora ha estudiado otros cinco escáneres diferentes, con el mismo modelo de seis implantes e idéntica angulación y en ninguno de los casos encontró que ésta afectase a la veracidad de los mismos^{123,132,204,276}, lo cual concuerda con las conclusiones de una revisión sistemática¹¹¹ reciente llevada a cabo por Flügge (2018) pero está en discordancia con los resultados de nuestro estudio para el sistema PIC, si bien es obvio que no permite comparación como

consecuencia de las diferencias tecnológicas de los sistemas. Los resultados de Ferrini (2018), aunque obtenidos sobre la valoración *in vivo* del ajuste de estructuras, están de acuerdo con los anteriores, confirmando el éxito clínico de casos de dos implantes con hasta 35° de angulación¹²⁵.

6.2.3.- Influencia de la conexión

De acuerdo con esta investigación el tipo de conexión utilizada no influye en la veracidad de ninguna de las dos técnicas pero sí en la precisión del sistema PIC, aparentemente en la misma medida en que parece afectar la angulación. Puesto que en este sistema no se utilizan materiales elásticos ni se desinsertan cubetas no podemos dar explicación a estos hallazgos, más allá de creer que podrían tener relación con el propio sistema o componentes del mismo, como los PIC *transfers* y su ajuste a los implantes.

A este respecto no hay apenas estudios que se centren en la influencia de la conexión. Los pocos que se han encontrado se refieren a conexiones internas, pero estudian la influencia de la divergencia de los implantes (y no de la conexión en sí) en la exactitud de los modelos. Wegner (2013) concluyó que la exactitud de los modelos depende más del **tipo de conexión** que de la técnica o materiales empleados en la obtención de los modelos²⁰⁹. Comparó cuatro materiales de impresión (2 poliéteres y 2 polivinilsiloxanos) al ser usados en dos técnicas distintas (de cubeta abierta y cerrada) y el modelo empleado tenía seis implantes (Semado RI - Bego® - y Standard Plus - Straumann® -), con dos tipos distintos de conexión interna. La exactitud fue significativamente mayor con la conexión Straumann®.

Por último sólo podemos recalcar que nuestros resultados sobre la influencia de la angulación en la toma de impresiones convencional ferulizada difiere de los obtenidos por Mpikos (2012), quien observó que, en un modelo con implantes angulados, la exactitud de las impresiones era peor si los implantes tenían conexión interna hexagonal²¹¹ (como la de los implantes 3i Certain®), lo

cual relacionó con la altura de la conexión, que en esos casos es más larga y puede causar desplazamientos más fácilmente durante la retirada de la cubeta, exagerando la distorsión cuando hay implantes disparalelos⁸³. Sin embargo, el autor no menciona que haya utilizado cofias rotacionales, como sí se ha hecho en este estudio en el modelo de implantes angulado, y eso podría ser una explicación de los diferentes resultados.

En general, los resultados demuestran, por una parte, que PIC dental es un sistema que permite obtener modelos digitales con una exactitud comparable a los de la técnica convencional ferulizada utilizada en este estudio, en casos de arcada completa, por lo que podría indicarse su uso en estos casos. Por otra parte permiten corroborar que la técnica ferulizada, tal y como ha sido descrita aquí, proporciona modelos cuyas distorsiones son mínimas y resulta clínicamente fiable. El hecho de que existan diferencias con significación estadística en los datos de precisión y veracidad (aunque de muy pequeña magnitud), a favor de esta última, podría deberse a factores inherentes al proceso de captación de la PIC Cámara o al diseño de los PIC *transfers*.

En cuanto a la influencia de las conexiones en el estudio de la exactitud, nuestros resultados sólo pueden extrapolarse a las estudiadas aquí de forma específica (compatibles con 3i Certain[®] y Osseotite[®]), pero no a todas las conexiones internas o externas.

Los datos relativos a angulaciones deben tomarse con cautela, puesto que se desconoce su influencia real, más allá de los cálculos numéricos.

Para finalizar, consideramos que se necesitaría profundizar más en el análisis del sistema de captación PIC dental, ampliando esta investigación con mayor número de casos y otras técnicas digitales de uso en la actualidad.

7.- CONCLUSIONES

Dentro de las limitaciones de este estudio *in vitro* y de acuerdo a los resultados obtenidos, podemos obtener las siguientes conclusiones:

1. La **veracidad** media de la técnica convencional ferulizada empleada en este estudio es mayor que la de la técnica estereofotogramétrica de forma estadísticamente significativa, con un valor de 21'56 μm (\pm 19'88 μm) frente a 37'68 μm (\pm 21'38 μm) para modelos de seis implantes.
2. El tipo de **conexión** (externa/interna) no afecta a la **veracidad** de ninguna de las dos técnicas estudiadas, de tal forma que no existen diferencias estadísticamente significativas en la media de errores respecto a la referencia entre los modelos con implantes de conexión externa e interna.
3. La presencia o no de **angulación** entre los implantes no afecta, de forma significativa, a la **veracidad** de las técnicas estudiadas.
4. La diferencia en la **precisión** global de ambas técnicas es estadísticamente significativa a favor de la técnica ferulizada (22'83 μm \pm 14'75 μm), frente a la estereofotogrametría (27'56 μm \pm 15'99 μm), aunque por su valor, inferior a 5 μm , podría considerarse clínicamente irrelevante.
5. La **precisión** del sistema PIC resulta diferente, de forma estadísticamente significativa, entre los modelos de implantes paralelos y angulados (31'06 μm \pm 17'06 μm vs. 24'06 μm \pm 13'27 μm), a favor de éstos últimos, aunque nuevamente con diferencias de pequeña magnitud. Para la técnica ferulizada empleada en este estudio el análisis no ha encontrado diferencias significativas en la precisión en virtud de la **angulación** o paralelismo de los implantes.
6. La diferencia en la **precisión** de la estereofotogrametría entre implantes de **conexión** externa e interna resulta estadísticamente significativa

- ($30'63 \pm 17'16 \mu\text{m}$ vs. $24'49 \pm 14'16 \mu\text{m}$) aunque presenta un valor por debajo de las $6 \mu\text{m}$. Para la técnica convencional ferulizada el análisis no ha demostrado significación.
7. Existen diferencias significativas en las **desviaciones angulares** producidas entre implantes en las dos técnicas de registro estudiadas ($0'29^\circ \pm 0'20^\circ$ vs. $0'14^\circ \pm 0'12^\circ$), a favor de la técnica ferulizada. Sin embargo, son de una magnitud inferior a $0'15^\circ$ y, por lo tanto, están por debajo de la mitad de los $0'388^\circ$ considerados como tolerancia permisible clínicamente.
 8. El tipo de **conexión** parece afectar de manera estadísticamente significativa a la **desviación angular**, siendo menor en la conexión interna que en la externa para ambos sistemas [($0'36^\circ$ vs $0'22^\circ$) para la estereofotogrametría y ($0'16^\circ$ vs $0'12^\circ$) para la técnica ferulizada]. La media de ésta se encuentra, en los dos casos, por debajo de los $0'14^\circ$ y sin alcanzar los $0'388^\circ$ considerados como tolerancia permisible clínicamente.
 9. La presencia de implantes **paralelos**, o **angulados** entre sí, no influye de forma significativa en la **desviación angular** observada con las dos técnicas estudiadas.
 10. La **exactitud** de ambas técnicas se encuentra por debajo de las $50 \mu\text{m}$ de tolerancia, con lo que podrían proporcionar modelos exactos y un buen ajuste clínico en casos de arcada completa sobre implantes tanto angulados como paralelos y con cualquiera de las dos conexiones estudiadas.
 11. Las **desviaciones angulares** medias obtenidas con ambos sistemas de registro se encuentran por debajo de los $0'388^\circ$ considerados como permisibles clínicamente.

8.- BIBLIOGRAFÍA

- 1.- Ferreiroa A, Celemín A. Ajuste pasivo en implantoprótesis. *Gaceta Dental* 2016; 176: 100-17.
- 2.- Buzayan MM, Yunus NB. Passive fit in screw retained multi-unit implant prosthesis understanding and achieving: a review of the literature. *J Indian Prosthodont Soc* 2014; 14(1): 16-23.
- 3.- Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001; 10(2): 85-92.
- 4.- Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(2): 216-22.
- 5.- Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16(1): 26-35.
- 6.- Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses*. Chicago: Quintessence; 1985. p. 253.
- 7.- Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. Analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res* 1995; 6(3): 172-80.
- 8.- Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Perio Rest Dent* 1992; 12(2): 112-21.
- 9.- Wise M. Fit of implant-supported fixed prostheses fabricated on master casts made from a dental stone and a dental plaster. *J Prosthet Dent* 2001; 86(5): 532-8.
- 10.- Abduo J Lyons K, Bannani V, Waddell N, Swain M. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2011; 24(3): 207-20.

- 11.- Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental-implant supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont* 2002; 11(1): 30-40.
- 12.- Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003; 89(4): 346-51.
- 13.- Katsoulis J, Takeichi T, Gaviria AS, Peter L, Katsoulis K. Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *Eur J Oral Implantol* 2017; 10 Suppl 1: 121-38.
- 14.- Abduo J, Judge RB. Implications of implant framework misfit: a systematic review of biomechanical sequelae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29(3): 608-21.
- 15.- Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent* 1996; 76(5): 500-9.
- 16.- Michaels GC, Carr AB, Larsen PE. Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osseointegrated implant bone interface. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997; 83(2): 198-205.
- 17.- Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Implants Res* 1998; 9(4): 272-80.
- 18.- Jemt T, Lekholm U, Johansson CB. Bone response to implant-supported frameworks with differing degrees of misfit preload: in vivo study in rabbits. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000; 2(3): 129-37.
- 19.- Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(5): 620-5.

- 20.- Cehreli MC, Akça K. Impression techniques and misfit-induced strains on implant-supported superstructures: an in vitro study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006; 26(4): 379–85.
- 21.- Esteve L. Mejorando el ajuste pasivo. Una revisión. *Gaceta Dental* 2009; 204: 111-27.
- 22.- Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999; 81(1): 7–13.
- 23.- Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fised prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(3): 506-15.
- 24.- Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(3): 270-6.
- 25.- Calderini A, Maiorana C, Garlini G, Abbondanza T. A simplified method to assess precision of fit between framework and supporting implants: a preliminary study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22(5): 831-8.
- 26.- Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12(3): 371-5.
- 27.- Kim S, Nicholls JI, Han CH, Lee KW. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21(5): 747-55.
- 28.- Rubenstein JE, Ma T. Comparison of interface relationships between implant components for laser-welded titanium frameworks and standard cast frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14(4): 491-5.
- 29.- Stimmelmayer M, Erdelt K, Güth JF, Happe A, Beuer F. Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model – a digital approach. *Clin Oral Investig* 2012; 16(4): 1137-42.

- 30.- Ness EM, Nicholls JI, Rubenstein JE, Smith DE. Accuracy of the acrylic pattern for the implant-retained prosthesis. *Int J Prosthodont* 1992; 5(6): 542-9.
- 31.- Al-Meraikhi H, Yilmaz B, McGlumphy E, Brantley W, Johnston WM. In vitro fit of CAD-CAM complete arch screw-retained titanium and zirconia implant prostheses fabricated on 4 implants. *J Prosthet Dent* 2018; 119(3): 409-16.
- 32.- Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1999; 12(2): 167-78.
- 33.- Lanis A, Padial-Molina M, Selman A, Alvarez del Canto O. Reducing distortion of implant- or abutment-level impressions for supported prosthetic rehabilitation: a technique report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2015; 35(6): e84-9. doi: 10.11607/prd.2127.
- 34.- Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo Jr FA. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23(2): 226-36.
- 35.- Manzella C, Burello V, Bignardi C, Carossa S, Schierano G. A method to improve passive fit of frameworks on implant-supported prostheses: an in vivo study. *Int J Prosthodont* 2013; 26(6): 577-9.
- 36.- Carr AB, Master J. The accuracy of implant verification casts compared with casts produced from a rigid transfer coping technique. *J Prosthodont* 1996; 5(4): 248-52.
- 37.- Zhou Y, Li Y, Ma X, Huang Y, Wang J. Role of span length in the adaptation of implant-supported cobalt chromium frameworks fabricated by three techniques. *J Adv Prosthodont* 2017; 9(2): 124-9.
- 38.- Soldadura de Gas Inerte Tungsteno (TIG). Gases industriales. Linde Gas website. Ecuador; 2017 [visitado el 14 Sep 2018]. Disponible en: http://www.lindegas.ec/es/processes/cutting_joining_and_heating/welding/tungsten_inert_gas_welding/index.html

- 39.- Barbi FC, Camarini ET, Silva RS, Endo EH, Pereira JR. Comparative analysis of different joining techniques to improve the passive fit of cobalt-chromium superstructures. *J Prosthet Dent* 2012; 108(6): 377-85.
- 40.- Aparicio C. A new method for achieving passive fit of an interim restoration supported by Branemark implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(5): 614-8.
- 41.- Real i Voltas F. Estudio in vitro del ajuste marginal y la resistencia a fuerzas compresivas de coronas metal-cerámica de cromo-cobalto colado, sinterizado, mecanizado y presinterizado [Tesis doctoral]. Barcelona; Univesitat Internacional de Catalunya: 2015. 152 p. Depósito legal: B 23189-2015.
- 42.- Bhaskaran E, Azhagarasan NS, Miglani S, Ilango T, Krishna GP, Gajapathi B. Comparative evaluation of marginal and internal gap of Cr-Co copings fabricated from conventional wax pattern, 3D Printed resin pattern and DMLS tech: an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* 2013; 13(3): 189-95.
- 43.- Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy MA, Al Jabbari YS. Selective laser melting technique of Cr-Co dental alloys: a review of structure and properties and comparative analysis with other available techniques. *J Prosthodont* 2015; 24(4): 303-12.
- 44.- EDM: Maquinado por descarga eléctrica. Centro de integración para la industria automotriz y aeronáutica de Sonora. Boletín CIAAS No. 07: 31 de marzo de 2008. Disponible en: <https://cياas.files.wordpress.com/2008/04/boletin-cياas-31-de-marzo-de-2008.pdf>
- 45.- Helldén L, Ericson G, Elliot A, Fornell J, Holmgren K, Nilner K, et al. A prospective 5-year multicenter study of the Cresco implantology concept. *Int J Prosthodont* 2003; 16(5): 554-62.
- 46.- Helldén LB, Dérand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13(2): 190-6.

- 47.- Hedkvist L, Mattsson T, Helldén LB. Clinical performance of a method for the fabricatio of implant-supported precisely fitting titanium frameworks: a retrospective 5- to 8- year clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Rel Res* 2004; 6(3): 174-80.
- 48.- Jemt T, Lindén B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1992; 12(3): 177-84.
- 49.- Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. 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* 2004; 15(4): 466-73.
- 50.- Perry R. Dental Impression Materials. *J Vet Dent* 2013; 30(2): 116-24.
- 51.- Wynne L. What to consider when selecting impression materials. *Dental Nursing* 2014; 10(2): 80-3.
- 52.- Martínez A. Estudio in vitro de una silicona vinil poliéter como nuevo material de impression [Tesis doctoral]. Madrid: Universidad Complutense; 2018. 245 p.
- 53.- Ghahremanloo A, Seifi M, Ghanbarzade J, Abrisham SM, Javan RA. Effect of polyvinyl siloxane viscosity on accuracy of dental implant impressions. *J Dent (Tehran)* 2017; 14(1): 40-7.
- 54.- Donovan TE, Chee WWL. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin N Am* 2004; 48: 445-70.
- 55.- Díaz-Romeral P, López E, Veny, T, Orejas J. Materiales y técnicas de impresión en prótesis fija dentosoportada. *Cient Dent* 2007; 4(1): 71-82.
- 56.- García MC. Estudio experimental in vitro de la fiabilidad de distintas técnicas de impresión en implantología [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Complutense; 2010. 138 p. ISBN: 978-84-693-7746-8.

- 57.- Re D, De Angelis F, Augusti D, Caputi S, D'Amario M, D'Arcangelo C. Mechanical properties of elastomeric impression materials: an in vitro comparison. *Int J Dent* 2015; 2015: 428286. doi: 10.1155/2015/428286. Epub 2015 Nov 26.
- 58.- Filho GS, Tosta MMF, Veiga JAL, Matos LFS, Hirata DY. Anatomic-functional transference of implants. *Dental Press Implantol* 2013; 7(4): 60-74.
- 59.- Gómez-Polo M, Celemín A, del Río J, Sánchez A. Influence of technique and pouring time on dimensional stability of polyvinyl siloxane and polyether impressions. *Int J Prosthodont* 2012; 25(4): 353-6.
- 60.- Kugel G. Impression-taking: conventional methods remain steadfast digital technology progresses. *Compend Contin Educ Dent* 2014; 35(3): 202-3.
- 61.- Gupta S, Narayan AI, Balakrishnan D. In vitro comparative evaluation of different types of impression trays and impression materials on the accuracy of open tray implant impression: a pilot study. *Int J Dentistry* 2017; 2017: 6306530. doi: 10.1155/2017/6306530.
- 62.- Shankar YR, Sahoo S, Krishna MH, Kumar PS, Kumar TS, Narula S. Accuracy of implant impressions using various impression techniques and impression materials. *J Dent Implant* 2016; 6(1): 29-36.
- 63.- Enkling N, Bayer S, Jöhren P, Merickse-Stern R. Vinylsiloxanether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14(1): 144-51.
- 64.- Schaefer O, Schmidt M, Goebel R, Kuepper H. Qualitative and quantitative three-dimensional accuracy of a single tooth captured by elastomeric impression materials: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2012; 108(3): 165-72.
- 65.- U13. Baig MR, Buzayan MM, Yunus N. Accuracy of a new elastomeric impression material for complete-arch dental implant impressions. *J Invest Clin Dent* 2018; 9: e12320. doi: 10.1111/jicd.12320.

- 66.- Siadat H, Saeidi Z, Alikashi M, Zeighami S. Comparative evaluation of the effect of impression materials and trays on the accuracy of angulated implants impressions. *J Clin Exp Dent* 2018; 10(11): e1096-102. doi: 10.4317/jced.55227.
- 67.- Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14(6): 885-8.
- 68.- Pozzi A, Tallarico M, Mangani F, Barlattani A. Different implant impression techniques for edentulous patients treated with CAD/CAM complete-arch prostheses: a randomised controlled trial reporting data at 3 year post-loading. *Eur J Oral Implantol* 2013; 6(4): 325-40.
- 69.- Nissan J, Barnea E, Krauze E, Assif D. Impression technique for partially edentulous patients. *J Prosthet Dent* 2002; 88(1): 103-4.
- 70.- Eid N. An implant impression technique using a plaster splinting index combined with a silicone impression. *J Prosthet Dent* 2004; 92(6): 575-7.
- 71.- Buzayan M, Baig MR, Yunus N. Evaluation of accuracy of complete-arch multiple-unit abutment-level implant impressions using different impression and splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(6): 1512-20.
- 72.- Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LL J. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont* 2001; 14(2): 152-8.
- 73.- Madan B, Pawah S, Gupta A, Garg M, Gupta P, Sharma V. Impressions in Implantology: its varied clinical implications. *Indian J Dental Sci* 2013; 3(5): 94-6.
- 74.- Pujari M, Garg P, Prithviraj DR. Evaluation of accuracy of csats of multiple internal connection implant prosthesis obtained form different impression materials and techniques: an in vitro study. *J Oral Implantol* 2014; 40(2): 137- 45.

75.- Vigolo P, Mutinelli S, Fonzi F, Stellini E. An in vitro evaluation of impression techniques for multiple internal – and external – connection implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29(4): 807-18.

76.- Lahori M, Nagrath R, Agrawal P. An in vitro study to compare accuracy of the master cast fabricated by four different transfer impression techniques for single-tooth implant replacement. *J Indian Prosthodont Soc* 2014; 14(1): 78-84.

77.- Assuncao WG, Cardoso A, Gomes EA, Tabata LF, dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 1 – Influence of transfer coping surface abrasion. *J Prosthodont* 2009; 17(8): 641-7.

78.- Nakhaei M, Madani AS, Moraditalab A, Haghi HR. Three-dimensional accuracy of different impression techniques for dental implants. *Dent Res J (Isfahan)* 2015; 12(5): 431-7.

79.- Gómez R, Martínez MA, García E. Impresiones fáciles sobre implantes: caso clínico paso a paso. *Gaceta Dental* 2009; 249: 170-7.

80.- Balamurugan T, Manimaran P. Evaluation of accuracy of direct transfer snap-on impression coping closed tray impression technique and direct transfer impression technique: an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* 2013; 13(3): 226-32.

81.- Lee YJ, Heo SJ, Koak JY, Kim SK. Accuracy of different impression techniques for internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(5): 823-30.

82.- Mostafa TMN, Elgendy MNM, Kashef NA, Halim MM. Evaluation of the precision of three implant transfer impression techniques using two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont* 2010; 23(6): 525-8.

83.- Kim JH, Kim KR, Kim S. Critical appraisal of implant impression accuracies: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2015; 114(2): 185-92.

84.- Rashidan N Alikhasi M, Samadizadeh S, Beyabanaki E, Kharazifard MJ. Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14(2): 218-25.

85.- Papaspyridakos P, Lai K, White GS, Weber H-P, Gallucci GO. Effect of splinted and nonsplinted impression techniques on the accuracy of fit of mixed implant prostheses in edentulous patients: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26(6): 1267-72.

86.- Kinra M, Kinra M, Kalra A, Nagpan A, Kapoor V. Custom impression trays in Prosthodontics – clinical guidelines. *Indian J Dent Sci* 2012; 4 Suppl 1: 93-6.

87.- Burns J, Palmer R, Howe L, Wilson R. Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. *J Prosthet Dent* 2003; 89(3): 250-5.

88.- Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24(1): 111-5.

89.- Lee SJ, Betensky RA, Gianneschi GE and Gallucci GO. Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26(6): 715-9.

90.- Zen BM, Soares EF, Rodrigues MA, Luthi LF, Consani RL, Mesquita MF, et al. Comparison of the accuracy of different transfer impression techniques for osseointegrated implants. *J Oral Implantol* 2015; 41(6): 662-7.

91.- Ormianer Z, Laufer BZ, Nissan J, Gross M. An investigation of heat transfer to the implant-bone interface related to exothermic heat generation during setting of autopolymerizing acrylic resins applied directly to an implant abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(6): 837-42.

92.- Del'Acqua MA, Chavez AM, Castanharo SM, Compagnoni MA, Mollo F de A Jr. The effect of splint material rigidity in implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(6): 1153-8.

93.- Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1990; 64(6): 684-8.

94.- Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent* 2000; 84(1): 108-10.

- 95.- Gibbs Sb, Versluis A, Tantbirojn D, Ahuja S. Comparison of polymerization shrinkage of pattern resins. *J Prosthet Dent* 2014; 112(2): 293-8.
- 96.- Cerqueira NM, Ozcan M, Gonçalves M, da Rocha DM, Vasconcellos DK, Bottino MA, et al. A strain gauge analysis of microstrain induced by various splinting methods and acrylic resin types for implant impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27(2): 341-5.
- 97.- Papaspyridakos P, Kim YJ, Finkelman M, El-Rafie K, Weber HP. Digital evaluation of three splinting materials used to fabricate verification jigs for full-arch implant prosthesis: a comparative study. *J Esthet Restor Dent* 2017; 29(2): 102-9.
- 98.- Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D, Güth J-F. Implant impression techniques for the edentulous jaw: a summary of three studies. *J Prosthodont* 2016; 25(2): 146-50.
- 99.- Perez-Davidi M, Levit M, Walter O, Eilat Y, Rosenfield P. Clinical accuracy outcomes of splinted and nonsplinted implant impression methods in dental residency settings. *Quintessence Int* 2016; 47(10): 843-52.
- 100.- Ogle RE, Sorensen SE, Lewis EA. A new visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1986; 56(4): 497-506.
- 101.- Harvey WL, Harvey EV. Dimensional changes at the posterior border of baseplates made from a visible light-activated composite resin. *J Prosthet Dent* 1989; 62(2): 184-9.
- 102.- Selvaraj S, Dorairaj J, Mohan J, Simon P. Comparison of implant cast accuracy of multiple implant impression technique with different splinting materials: an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* 2016; 16(2): 167-75.
- 103.- Pradés G, Sánchez A. Impresiones en implantes: técnicas de ferulización mediante el uso de materiales plásticos. *Gaceta Dental* 2008; 194: 206-16.
- 104.- Deogade SC. An alternative procedure of splinting multiunit implant copings to minimize the resin shrinkage. *J Dental Implant* 2015; 5(2): 124-7.

- 105.- Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res* 2016; 28(11): 1360-7.
- 106.- Di Fiore A, Meneghello R, Savio G, Sivolella S, Katsoulis J, Stellini E. In vitro implant impression accuracy using a new photopolymerizing SDR splinting material. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17 Suppl 2: e721-9. doi: 10.1111/cid.12321. Epub 2015 Mar 17.
- 107.- Moreira AHJ, Rodrigues NF, Pinho AC, Fonseca JC, Vilaça JL. Accuracy comparison of implant impression techniques: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17 Suppl 2: e751-4. doi: 10.1111/cid.12310. Epub 2015 Apr 1.
- 108.- Ting-shu S, Jian S. Intraoral digital impression technique: a review. *J Prosthodont* 2015; 24(4): 313-21.
- 109.- Wilk BL. Intraoral digital impressioning for dental implant restorations versus traditional implant impression techniques. *Compend Contin Educ Dent* 2015; 36(7): 529-33.
- 110.- Wismeijer D, Joda T, Flügge T, Fokas G, Tahmaseb A, Bechelli D, et al. Group 5 ITI Consensus report: digital technologies. *Clin Oral Implants Res* 2018; 29 Suppl 16: 436-42.
- 111.- Flügge T, van der Meer WJ, Giménez B, Vach K, Wismeijer D, Wang P. The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 2018; 29 Suppl 16: 374-92.
- 112.- Lawson NC, Burgess JO. Clinicians reaping benefits of new concepts in impressioning. *Compend Contin Educ Dent* 2015; 36(2): 152-3.
- 113.- Schepke U, Meijer HJ, Kerdijlk W, Cune MS. Digital versus analog complete arch impressions for single-unit premolar implant crowns: operating time and patient preference. *J Prosthet Dent* 2015; 114(3): 403-6.

- 114.- Poss S. Digital versus traditional impressions: an objective discussion. *Compend Contin Educ Dent* 2014; 35(6): 384-5.
- 115.- Magnano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: the current literature. *BMC Oral Health* 2017; 17(1): 149. doi: 10.1186/s12903-017-0442-x.
- 116.- Gallardo YR, Bohner L, Tortamano P, Pigozzo MN, Laganá DC, Sesma N. Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2018; 119(2): 214-9.
- 117.- Kugel G. Impression-taking: conventional methods remain steadfast as digital technology progresses. *Compend Contin Educ Dent* 2014; 35(3): 202-3.
- 118.- Rehmann P, Sichwardt V, Wöstmann B. Intraoral scanning systems: need for maintenance. *Int J Prosthodont* 2017; 30(1): 27-9.
- 119.- González de Villaumbrosia P. Estudio experimental in vitro de la fiabilidad de seis escáneres extraorales utilizados en tecnología Cad/cam [Tesis doctoral]. Madrid; Universidad Complutense; 2014: 202 p.
- 120.- Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: options for practical implementation. *J Prosthodont Res* 2016; 60(2): 72-84.
- 121.- Van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One* 2012; 7(8): e43312. doi: 10.1371/journal.pone.0043312.
- 122.- Rutkūnas V, Geciauskaitė A, Jegelevicius D, Vaitiekūnas. M. Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *Eur J Oral Implantol* 2017; 10 Suppl 1: 101-20.
- 123.- Giménez-González B, Hassan B, Özcan M, Pradíes G. An in vitro study of factors influencing the performance of digital intraoral impressions operating on active wavefront sampling technology with multiple implants in the edentulous maxilla. *J Prosthodont* 2017; 26(8): 650-5.

- 124.- Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen Cj, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res* 2016; 27(4): 465-72.
- 125.- Ferrini F, Cappare P, Vinci R, Gherlone EF, Sannino G. Digital versus traditional workflow for posterior maxillary rehabilitations supported by one straight and one tilted implant: a 3-year prospective comparative study. *Biomed Res Int* 2018; 2018: 4149107. doi: 10.1155/2018/4149107.
- 126.- Vecsei B, Joós-Kovács G, Borbély J, Hermann P. Comparison of the accuracy of direct and indirect three-dimensional digitizing processes for CAD/CAM systems – an in vitro study. *J Prosthodont Res* 2017; 61(2): 177-84.
- 127.- Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus, F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29(4): 853-62.
- 128.- Flügge TV, Att W, Metzger MC, Nelson K. Precision of dental implant digitization using intraoral scanners. *Int J Prosthodont* 2016; 29 (3): 277-83.
- 129.- Jang HK, Kim S, Shim JS, Lee KW, Moon HS. Accuracy of impressions for internal connection implant prostheses with various divergent angles. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26(5): 1011-5.
- 130.- Kim JE, Amelya A, Shin Y, Shim JS. Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark. *J Prosthet Dent* 2017; 117(6): 755-61.
- 131.- Rhee YK, Huh YH, Cho LR, Park CJ. Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition. *J Adv Prosthodont* 2015; 7(6): 460-7.
- 132.- Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus, F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on active triangulation technology with blue light for implants: effect of clinically relevant parameters. *Implant Dent* 2015; 24(5): 498-504.

- 133.- Jeong ID, Lee JJ, Jeon JH, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2016; 115(6): 755-9.
- 134.- Nedelcu RG, Persson AS. Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthet Dent* 2014; 112(6): 1461-71.
- 135.- Kim JH, Kim KB, Kim SH, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Quantitative evaluation of common errors in digital impression obtained by using an LED blue light in-office CAD/CAM system. *Quintessence Int* 2015; 46(5): 401-7.
- 136.- Gintaute A. Accuracy of computerized and conventional impression-making procedures of straight and tilted dental implants [Master's Thesis]. Freiburg: Albert-Ludwigs-Universität; 2016. 84 p.
- 137.- Serag M, al Nassar T, Avondoglio D, Weiner S. A comparative study of the accuracy of dies made from digital intraoral scanning vs elastic impressions: an in vitro study. *J Prosthodont* 2018; 27(1): 88-93.
- 138.- Gjevold B, Chrcanovic BR, Korduner EK, Collin-Bagewitz I, Kisch J. Intraoral digital impression technique compared to conventional impression technique. A randomized clinical trial. *J Prosthodontics* 2016; 25(4): 282-7.
- 139.- Ahlholm P, Sipilä K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. Digital versus conventional impressions in fixed prosthodontics: a review. *J Prosthodont* 2018; 27(1): 35-41.
- 140.- Seelbach P, Brueckel C and Wöstmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig* 2013; 17(7): 1759-64.
- 141.- Kim SY, Kim MJ, Han JS, Yeo IS, Lim YJ, Kwon HB. Accuracy of dies captured by an intraoral digital impression system using parallel confocal imaging. *Int J Prosthodont* 2013; 26(2): 161-3.

- 142.- Quaas S, Loos R, Rudolph H, Luthardt RG. Randomized controlled trial comparing direct intraoral digitization and extraoral digitization after impression taking. *Int J Prosthodont* 2015; 28(1): 30-2.
- 143.- B17. Chochlidakis KM, Papaspyridakos P, Geminiani A, Chen CJ, Feng IJ, Ercoli C. Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* 2016; 116(2): 184-90.
- 144.- Shembesh M, Ali A, Finkelman M, Weber HP, Zandparsa R. An in vitro comparison of the marginal adaptation accuracy of CAD/CAM restorations using different impression systems. *J Prosthodont* 2017; 26(7): 581-6.
- 145.- Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int* 2015; 46(1): 9-17.
- 146.- Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent* 2016; 115(3): 313-20.
- 147.- Svanborg P, Skjerven H, Carlsson P, Eliasson A, Karlsson S, Ortorp A. Marginal and internal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses generated from digital and conventional impressions. *Int J Dent* 2014; 2014: 534382. doi: 10.1155/2014/534382. Epub 2014 Mar 3.
- 148.- Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int* 2016; 47(4): 343-9.
- 149.- Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent* 2013; 16(1): 11-21.
- 150.- Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R, et al. Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: an in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *J Prosthet Dent* 2017; 118(1): 36-42.

151.- Lim J-H, Park JM, Kim M, Heo SJ, Myung JY. Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience. *J Prosthet Dent* 2018; 119(2): 225-32.

152.- Kim J, Park JM, Kim M, Heo SJ, Shin IH, Kim M. Comparison of experience curves between two 3-dimensional intraoral scanners. *J Prosthet Dent* 2016; 116(2): 221-30.

153.- Wismeijer D, Mans R, van Genuchten M, Reijers HA. Patients' preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether impression material versus digital impressions (intraoral scan) of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2014; 25(10): 1113-8.

154.- Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patient's perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health* 2014; 14: 10. doi: 10.1186/1472-6831-14-10.

155.- Patzelt SBM, Lamprinos C, Stampf S, Att W. The time efficiency of intraoral scanners: an in vitro comparative study. *J Am Dent Assoc* 2014; 145(6): 542-51.

156.- Joda T, Brägger U. Patient-centered outcomes comparing digital and conventional implant impression procedures: a randomized crossover trial. *Clin Oral Implants Res* 2016; 27(12): e185-9. doi: 10.1111/cir.12600. Epub 2015 Apr 12.

157.- Joda T, Lenherr P, Dedem P, Kovaltschuk I, Bragger U, Zitzmann NU. Time efficiency, difficulty, and operator's preference comparing digital and conventional implant impressions: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res* 2017; 28(10): 1318-23.

158.- Ng SD, Tan KB, Teoh KH, Cheng AC, Nicholis JI. Three-dimensional accuracy of a digitally coded healing abutment implant impression system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29(4): 927-36.

- 159.- Al-Abdullah K, Zandparsa R, Finkelman M, Hirayama H. An in vitro comparison of the accuracy of implant impressions with coded healing abutments and different implant angulations. *J Prosthet Dent* 2013; 110(3): 90-100.
- 160.- Howell KJ, McGlumphy EA, Drago C, Knapik G. Comparison of the accuracy of Biomet 3i Encode robocast technology and conventional implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(1): 228-40.
- 161.- Eliasson A, Örtorp A. The accuracy of an implant impression technique using digitally coded healing abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14 Suppl 1: e30-8. doi: 10.1111/j.1708-8208.2011.00344.x. Epub 2011 Mar 31.
- 162.- Matta RE, Adler W, Wichmann M, Heckmann SM. Accuracy of impression scanning compared with stone casts of implant impressions. *J Prosthet Dent* 2017; 117(4): 507-12.
- 163.- Peng L, Chen L, Harris BT, Bhandari B, Morton D, Lin Ws. Accuracy and reproducibility of virtual edentulous casts created by laboratory impression scan protocols. *J Prosthet Dent* 2018; 120(3): 389-95.
- 164.- Kerr M, Park N, Leeson D, Nikolskiy S. Dimensional accuracy of microcomputed tomography-scanned half-arch impressions. *J Prosthet Dent* 2019; Jan 4. pii: S0022-3913(18)30678-4. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.08.010.
- 165.- Corominas-Delgado C, Espona J, Lorente-Gascón M, Real-Voltas F, Roig M, Costa-Palau S. Digital implant impressions by cone-beam computerized tomography: a pilot study. *Clin Oral Implants Res* 2016; 27(11): 1407-13.
- 166.- Rivara F, Lumetti S, Calciolari E, Toffoli A, Forlani G, Manfredi E. Photogrammetric method to measure the discrepancy between clinical and software-designed positions of implants. *J Prosthet Dent* 2016; 115(6): 703-11.
- 167.- Llagostera E. La estereofotogrametría, aplicada en la arquitectura de monumentos orientales. *Boletín de la Asociación Española de Orientalistas* 2003; 129-45. ISSN 0571-3692.

- 168.- Castro F. Estereoscopia. Proyecto Idis website [visitado el 7 Jul 2018]
Disponible en <https://proyectoidis.org/estereoscopia/>
- 169.- Otero I, Ezquerro A, Rodríguez-Solano R, Martín L, Bachiller I. Tema 11, capítulo 2: Fotogrametría. OpenCourseWare, Universidad Politécnica de Madrid.
http://ocw.upm.es/ingenieria-cartografica-geodesica-y-fotogrametria/topografia-cartografia-y-geodesia/contenidos/TEMA_11_FOTOGRAFIA_Y_TELEDETECCION/Fotogrametria/fotogrametria_cap_libro.pdf
- 170.- Lie A, Jemt T. Photogrammetric measurements of implant positions. Description of a technique to determine the fit between implants and superstructures. *Clin Oral Implants Res* 1994; 5(1): 30-6.
- 171.- Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res* 1995; 6(3): 172-80.
- 172.- Jemt T, Bäck T, Petersson A. Photogrammetry—an alternative to conventional impressions in implant dentistry? A clinical pilot study. *Int J Prosthodont* 1999; 12(4): 363-8.
- 173.- Jemt T, Bäck T, Petersson A. Precision of CNC-milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. *Int J Prosthodont* 1999; 12(3): 209-15.
- 174.- Ortorp A, Jemt T, Bäck T. Photogrammetry and conventional impressions for recording implant positions: a comparative laboratory study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005; 7(1): 43-50.
- 175.- Bergin JM, Rubenstein JE, Mancl L, Brudvik JS, Raigrodski AJ. An in vitro comparison of photogrammetric and conventional complete-arch implant impression techniques. *J Prosthet Dent* 2013; 110(4): 243-51.
- 176.- Ceinos R, Tardivo D, Bertrand M-F, Lupi-Pegurier L. Inter- and intra-operator reliability of facial and dental measurements using 3D-stereophotogrammetry. *J Esthet Restor Dent* 2016; 28(3): 178-89.

- 177.- Dindaroglu F, Kutlu P, Duran GS, Görgülü S, Aslan E. Accuracy and reliability of 3D stereophotogrammetry: A comparison to direct anthropometry and 2D photogrammetry. *Angle Orthod* 2016; 86(3): 487-94.
- 178.- Ye H, Lv L, Liu Y, Liu Y, Zhou Y. Evaluation of the accuracy, reliability, and reproducibility of two different 3D face-scanning systems. *Int J Prosthodont* 2016; 29(3): 213-8.
- 179.- Runte C, Dirksen D, Deleré H, Thomas C, Runte B, Meyer U, et al. Optical data acquisition for computer-assisted design of facial prostheses. *Int J Prosthodont* 2002; 15(2): 129-32.
- 180.- Pradíes G, Ferreiroa A, Özcan M, Giménez B, Martínez-Rus F. Using stereophotogrammetric technology for obtaining intraoral digital impressions of implants. *J Am Dent Assoc* 2014; 145(4): 338-44.
- 181.- Peñarrocha-Oltra D, Agustín-Panadero R, Bagán L, Giménez B, Peñarrocha M. Impression of multiple implants using photogrammetry: description of technique and case presentation. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2014; 19(4): 366-71.
- 182.- Agustín-Panadero R, Peñarrocha-Oltra D, Gomar-Vercher S, Peñarrocha-Diago M. Stereophotogrammetry for recording the position of multiple implants: technical description. *Int J Prosthodont* 2015; 28(6): 631-6.
- 183.- Sánchez-Monescillo A, Sánchez-Turrión A, Vellon-Domarco E, Salinas-Goodier C, Prados-Frutos JC. Photogrammetry impression technique: a case history report. *Int J Prosthodont* 2016; 29(1): 71-3.
- 184.- Gómez-Polo M, Gómez-Polo C, del Río J, Ortega R. Stereophotogrammetric impression making for polyoxymethylene, milled immediate partial fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2018; 119(4): 506-10.
- 185.- Peñarrocha-Oltra D, Agustín-Panadero R, Pradíes G, Gomar-Vercher S, Peñarrocha-Diago M. Maxillary full-arch immediately loaded implantsupported fixed prosthesis designed and produced by photogrammetry and digital printing: a clinical report. *J Prosthodont* 2017; 26(1): 75-81.
- 186.- Suárez MJ, Paisal I, Rodríguez-Alonso V, López-Suárez C. Combined stereophotogrammetry and laser-sintered, computer-aided milling framework for

an implant-supported mandibular prosthesis: a case history report. *Int J Prosthodont* 2018; 31(1): 60-2.

187.- Peñarrocha-Diago M, Balaguer-Martí JC, Peñarrocha-Oltra D, Balaguer-Martínez JF, Peñarrocha-Diago M, Agustín-Panadero R. A combined digital and stereophotogrammetric technique for rehabilitation with immediate loading of complete-arch, implant-supported prostheses: a randomized controlled pilot clinical trial. *J Prosthet Dent* 2017; 118(5): 596-603.

188.- F7. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results. Swedish Standards Institute [visitado el 26 May 2018]. Disponible en: <https://www.sis.se/api/document/preview/611331/>

189.- Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2017; 28(6): 648-53.

190.- Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions – an in vitro study. *Int J Comput Dent* 2011; 14(1): 11–21.

191.- Pesce P, Pera F, Setti P, Menini M. Precision and accuracy of a digital impression scanner in full-arch implant rehabilitation. *Int J Prosthodont* 2018; 31(2): 171-5.

192.- Güth JF, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, Keul C. Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clin Oral Investig* 2017; 21(5): 1445-55.

193.- Hack GD, Patzelt SBM. Evaluation of the accuracy of six intraoral scanning devices: an in-vitro investigation. *ADA Professional Product Review* 2015; 10(4): 1-5.

194.- Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Mangano FG. Accuracy of four digital scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health* 2017; 17(1): 92 doi: 10.1186/s12903-017-0383-4. Disponible en: <https://bmcoralhealth.biomedcentral.com/article/10.1186/s12903-017-0383-4>

- 195.- De Angelis F, Pignatiello G, Brauner E, Piccoli L, Di Carlo S. Accuracy and precision of an intraoral scanner in complex prosthetic rehabilitations: an in vitro study. *J Int Dent Med Res* 2017; 10(1): 52-8.
- 196.- Moura RV, Kojima AN, Saraceni CHC, Bassolli L, Balducci I, Özcan M, et al. Evaluation of the accuracy of conventional and digital impression techniques for implant restorations. *J Prosthodont* 2019; 28(2): e530-5. doi: 10.1111/jopr.12799. Epub 2018 May 1.
- 197.- Tipos de errores. *Todo Ingeniería Industrial* [visitado el 2 Jun 2018]. Disponible en: <https://todoingenieriaindustrial.wordpress.com/metrologia-y-normalizacion/2-7-tipos-de-errores/>
- 198.- Accuracy versus precisión of measurements. Thought Co. [visitado el 19 Sep 2018]. Disponible en: <https://www.thoughtco.com/difference-between-accuracy-and-precision-609328>.
- 199.- Precisión y veracidad. SimpleQC.com website [visitado el 2 Jun 2018]. Disponible en: <http://www.simpleqc.com/2012/12/precision-y-veracidad-14.html>
- 200.- Error aleatorio y error sistemático. Universitat Oberta de Catalunya [visitado el 2 Dic 2018]. Disponible en: http://cv.uoc.edu/UOC/a/moduls/90/90_166d/web/main/m4/31a.html
- 201.- Chia VA, Esguerra Rj, Teoh KH, Teo JW, Wong KM, Tan KB. In vitro three-dimensional accuracy of digital implant impressions: the effect of implant angulation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017; 32(2): 313-21.
- 202.- Chew AA, Esguerra RJ, Teoh KH, Wong KM, Ng SD, Tan KB. Three-dimensional accuracy of digital implant impressions: effects of different scanners and implant level. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017; 32(1): 70-80.
- 203.- Ajioka H, Kihara H, Odaira C, Kobayashi T, Kondo H. Examination of the position accuracy of implant abutments reproduced by intra-oral optical impression. *PLoS One* 2016; 11(10): e0164048. doi: 10.1371/journal.pone.0164048

204.- Giménez B, Pradíes G, Martínez-Rus F, Özcan M. Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015; 30(1): 56-64.

205.- Andriessen FS, Rijkens DR, van der Meer WJ, Wismeijer DW. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2014; 111(3): 186-94.

206.- Beyabanaki E, Shamschiri AR, Alikhasi M, Monzavi A. Effect of splinting on dimensional accuracy of impressions made of implants with different subgingival alignments. *J Prosthodont* 2017; 26(1): 48-55.

207.- Hariharan R, Shankar C, Rajan M, Baig MR, Azhagarasan NS. Evaluation of accuracy of multiple dental implant impressions using various splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(1): 38-44.

208.- Siadat H, Alikhasi M, Beyabanaki E, Rahimian S. Comparison of different impression techniques when using the all-on-four implant treatment protocol. *Int J Prosthodont* 2016; 29(3): 265-70.

209.- Wegner K, Weskott K, Zenginel M, Rehmann P, Wöstmann B. Effects of implant system, impression technique, and impression material on accuracy of the working cast. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(4): 989-95.

210.- Akalin ZF, Ozkan YK, Ekerim A. Effects of implant angulation, impression material and variation in arch curvature width on implant transfer model accuracy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(1): 149-57.

211.- Mpikos P, Kafantaris N, Tortopidis D, Galanis C, Kaisarlis G, Koidis P. The effect of impression technique and implant angulation on the impression accuracy of external – and internal- connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2102; 27(6): 1422-8.

212.- Ebadian B, Rismanchian M, Dastgheib B, Bajoghli F. Effect of different impression materials and techniques on the dimensional accuracy of implant definitive casts. *Dent Res J (Isfahan)* 2015; 12(2): 136-43.

213.- Alikashi M, Siadat H, Nasirpour A, Hasanzade M. Three-dimensional accuracy of digital impression versus conventional method: effect of implant angulation and connection type. *Int J Dent* 2018; 2018: 3761750. doi: 10.1155/2018/3761750

214.- Geramipanah F, Sahebi M, Davari M, Hajimahmoudi M, Rakhshan V. Effects of impression levels and trays in the accuracy of impressions taken from angulated implants. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26(9): 1098-105.

215.- Kurtulmus-Yilmaz S, Ozan O, Ozcelik TB, Yagiz A. Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants. *J Dent* 2014; 42(12): 1551-9.

216.- Schmidt A, Häussling T, Rehmann P, Schaaf H, Wöstmann B. Accuracy of various impression materials and methods for two implant systems: An effect size study. *J Prosthodont Res* 2018; 62(2): 245-51.

217.- Basaki K, Alkumru H, De Souza G, Finer Y. Accuracy of digital vs conventional implant impression approach: a three-dimensional comparative in vitro analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017; 32(4): 792-9.

218.- Vojdani M, Torabi K, Ansarifard E. Accuracy of different impression materials in parallel and nonparallel implants. *Dent Res J (Isfahan)* 2015; 12(4): 315-22.

219.- Papaspyridakos P, Benic GI, Hogsett VL, White GS, Lal K, Galluci GO. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning review. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(6): 676-81.

220.- Saboudhi M, Bajoghli F, Abolhasani M. Evaluation of the three-dimensional accuracy of implant impression techniques in two simulated clinical conditions by optical scanning. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015; 30(1): 26-34.

- 221.- Menini M, Setti P, Pera F, Pera P, Pesce P. Accuracy of multi-unit implant impression: traditional techniques versus a digital procedure. *Clin Oral Investig* 2018; 22(3): 1253-62.
- 222.- Fuzakawa S, Odaira C, Kondo H. Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners. *J Prosthodontic Res* 2017; 61(4): 450-9.
- 223.- Papaspyridakos P, Hirayama H, Chen CJ, Ho CH, Chronopoulos V, Weber HP. Full-arch implant fixed prostheses: a comparative study on the effect of connection type and impression technique on accuracy of fit. *Clin Oral Implants Res* 2016; 27(9): 1099-105.
- 224.- Ghanem RA, Nassani MZ, Baroudi K, Abdel Fattah A. Dimensional accuracy of different techniques used for complete-arch multi-implant impressions. *J Investig Clin Dent* 2016; 7(3): 225-31.
- 225.- Wenz HJ, Reuter HU, Hertrampf K. Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23(1): 39-47.
- 226.- Patil R, Kadam P, Oswal C, Patil S, Jajoo S, Gachake A. A comparative analysis of the accuracy of implant master casts fabricated from two different transfer impression techniques. *J Int Soc Prev Community Dent* 2016; 6(2):142-8.
- 227.- Jo SH, Kim KI, Seo JM, Song KY, Park JM, Ahn SG. Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an in vitro study. *J Adv Prosthodont* 2010; 2(4): 128-33.
- 228.- Reddy S, Prasad K, Vakil H, Jain A, Chowdhary R. Accuracy of impressions with different impression materials in angulated implants. *Niger J Clin Pract* 2013; 16(3): 279-84.
- 229.- Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010; 12 Suppl 1: e63-76. doi: 10.1111/j.1708-8208.2009.00167.x. Epub 2009 May 8.

- 230.- Prasad A, Rao L. Comparative evaluation of dimensional accuracy of impression techniques for parallel implants and implants placed with angulation: an *in vitro* study. *Int J Oral Implantol Clin Res* 2014; 5(3): 92-8.
- 231.- Rutkūnas V, Sveikata K, Savickas R. Effects of implant angulation, material selection and impression technique on impression accuracy: a preliminary laboratory study. *Int J Prosthodont* 2012; 25(5): 512-5.
- 232.- Assuncao WG, Britto RC, Ricardo Barao VA, Delben JA, dos Santos PH. Evaluation of impression accuracy for implant at various angulations. *Implant Dent* 2010; 19(2): 167-74.
- 233.- Abdel-Azim T, Zandinejad A, Elathamma E, Lin W, Morton D. The influence of digital fabrication options on the accuracy of dental implant-based single units and complete-arch frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014; 29(6): 1281-8.
- 234.- Yamamoto E, Marotti J, de Campos TT, Neto PT. Accuracy of four transfer impression techniques for dental implants: a scanning electron microscopic analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(6): 1115-24.
- 235.- Marotti J, Tortamano P, Castilho TR, Steagall W Jr, Wolfart S, Haselhuhn K. Accuracy of a self-perforating impression tray for dental implants. *J Prosthet Dent* 2014; 112(4): 843-8.
- 236.- Haghi HR, Shieh-zadeh M, Nakhaei M, Ahrary F, Sabzevari S. Effect of technique and impression material on the vertical misfit of a screw-retained, three-unit implant bridge: An *in vitro* study. *J Indian Prosthodont Soc* 2017; 17(1): 41-7.
- 237.- Faria JC, Silva-Concílio LR, Neves AC, Miranda ME, Teixeira ML. Evaluation of the accuracy of different transfer impression techniques for multiple implants. *Braz Oral Res* 2011; 25(2): 163-7.
- 238.- Del'Acqua M, Chávez AM, Compagnoni MA, Molo F de A. Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(4): 715-21.

- 239.- De Ávila ED, Castanharo SM, Casalle N, Vasconcelos JA, Mollo F de A. Effect of the association between the tray and impression techniques on angulated implants using the All-on-Four system. *J Oral Implantol* 2015; 16(special): 382-5.
- 240.- De Ávila ED, Barros LA, Del'Acqua MA, Castanharo SM, Mollo F de A. Comparison of the accuracy for three dental impression techniques and index: an in vitro study. *J Prosthodont Res* 2013; 57(4): 268-74.
- 241.- Del'Acqua M, de Avila ED, Amaral AL, Pinelli LA, Mollo F de A. Comparison of the accuracy of plastic and metal stock trays for implant impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27(3): 544-50.
- 242.- Gallucci GO, Papaspyridakos P, Ashy LM, Kim GE, Brady NJ, Weber HP. Clinical accuracy outcomes of closed-tray and open-tray implant impression techniques for partially edentulous patients. *Int J Prosthodont* 2011; 24(5): 469-72.
- 243.- Karl M, Graef F, Schubinski P, Taylor T. Effect of intraoral scanning on the passivity of fit of implant-supported fixed dental prostheses. *Quintessence Int* 2012; 43(7): 555-62.
- 244.- Choi JH, Lim YJ, Yim SH, Kim CW. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal connection implant prostheses in parallel and divergent models. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22(5): 761-8.
- 245.- Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RSA, Frasca LCF, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19(2): 192-8.
- 246.- Manual protésico Biomet 3i. Biomet website. Disponible en http://www.biomet3i.es/resource%20center/Manuals%20and%20Guidelines/Restorative%20Manual_INSTRM_es.pdf
- 247.- Ongül D, Gökçen-Röhlig, Sermet B, Keskin H. A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. *Aus Den J* 2012; 5 (2): 184-9.

- 248.- Alikashi M, Bassir SH, Naini RB. Effect of multiple use of impression copings on the accuracy of implant transfer. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013; 28 (2): 408-14.
- 249.- Cappare P, Sannino G, Minoli M, Montemezzi P, Ferrini F. Conventional versus digital impressions for full arch screw-retained maxillary rehabilitations: a randomized clinical trial. *Int J Environ Res Public Health* 2019; 16(5). pii: E829. doi: 10.3390/ijerph16050829.
- 250.- Tsagkalidis G, Tortopidis D, Mpikos P, Kaisarlis G, Koidis P. Accuracy of 3 different impression techniques for internal connection angulated implants. *J Prosthet Dent* 2015; 114(4): 517-23.
- 251.- Lin W-S, Harris BT, Elathamna EN, Abdel-Azim T, Morton D. 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* 2015; 30(1): 102-9.
- 252.- Elshenawy EA, Alam-Eldein AM, Add Elfatah FA. Cast accuracy obtained from different impression techniques at different impression implant angulations (in vitro study). *Int J Implant Dent* 2018; 4(1): 9. doi: 10.1186/s40729-018-0118-6.
- 253.- Filho G, Mazaro JV, Vedovatto E, Assunção WG, dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 – Comparison of splinting techniques. *J Prosthodont* 2009; 18 (2): 172-6.
- 254.- Ribeiro P, Herrero-Climent M, Díaz-Castro C, Ríos-Santos JV, Padrós R, Gil J, et al. Accuracy of implant casts generated with conventional and digital impressions – an in vitro study. *Int J Environ Res Public Health* 2018; 15(8). pii: E1599. doi: 10.3390/ijerph15081599.
- 255.- Al Quran FA, Rashdan BA, Zomar AAA, Weiner S. Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques. *Quintessence Int* 2012; 43(2): 119-25.
- 256.- Farhan D, Lauer W, Habil D, Arabi G, Reissman DR. Handling of polyvinylsiloxane versus polyether for implant impressions. *Int J Prosthodont* 2016; 29(4): 403-5.

257.- Osman MS, Ziada HM, Abubakr NH, Suliman AM. Implant impression accuracy of parallel and non-parallel implants: a comparative in-vitro analysis of open and closed tray techniques. *Int J Implant Dent* 2019; 5(1): 4. doi: 10.1186/s40729-019-0159-5.

258.- De Ávila ED, de Matos Moraes F, Castanharo SM, Del'Acqua MA, Mollo F de A. Effect of splinting in accuracy of two implant impression techniques. *J Oral Implantol* 2014; 40(6): 633-9.

259.- Papaspyridakos P, Chen CJ, Gallucci GO, Doukoudakis A, Weber HP, Chronopoluos V. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29(4): 836-45.

260.- Carr AB. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(4): 448-55.

261.- Özçelik TB, Özcan I, Ozan O. Digital evaluation of the dimensional accuracy of four different implant impression techniques. *Niger J Clin Pract* 2018; 21(10): 1247-53.

262.- Liu DY, Cader FN, Abduo J, Palamara J. Accuracy of different implant impression techniques: evaluation of a new tray design concept. *J Prosthodont* 2019; 28(2): e682-7.

263.- Pera F, Pesce P, Bevilacqua M, Setti P, Menini M. Analysis of different impression techniques and materials on multiple implants through 3-dimensional laser scanner. *Implant Dent* 2016; 25(2): 232-7.

264.- Del'Acqua MA, Chávez AM, Amaral AL, Compagnoni MA, Mollo F de A. Comparison of impression techniques and materials for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(4): 771-6.

265.- Stimmelmayer M, Güth JF, Erdelt K, Happe A, Schlee M, Beuer F. Clinical study evaluating the discrepancy of two different impression techniques of four implants in an edentulous jaw. *Clin Oral Investig* 2013; 17(8): 1929-35.

- 266.- Prithviraj DR, Pujari ML, Garg P, Shruthi DP. Accuracy of the implant impression obtained from different impression materials and techniques: review. *J Clin Exp Dent* 2011; 3(2): e106-11.
- 267.- Ozan O, Hamis O. Accuracy of different definitive impression techniques with the all-on-4 protocol. *J Prosthet Dent* 2019. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.08.019. [Epub ahead of print]
- 268.- Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent* 2000; 83(3): 323-31.
- 269.- Parameshwari G, Chittaranjan B, Sudhir N, Anulekha CK, Taruna M, Ramureddy M. Evaluation of accuracy of various impression techniques and impression materials in recording multiple implants placed unilaterally in a partially edentulous mandible – an in vitro study. *J Clin Exp Dent* 2018; 10(4): e388-95.
- 270.- Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(4): 468-75.
271. Calatayud J, Martín G. Bioestadística en la investigación odontológica. *Cálculo de tamaños muestrales*. Madrid: Pues S.L; 2002: 146-8.
272. Howell DC. Fundamental Statistics for the Behavioral Sciences. *Calculating power the traditional way*. 8th Ed. Boston: Cengage Learning; 2013; 380-2.
- 273.- Assuncao WG, Filho HG, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent* 2004; 13(4): 358-66.
- 274.- Ortiz Collado JI. Estudio comparativo in vivo de las técnicas de impresión convencional sobre implantes vs fotogrametría [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Europea; 2017: 304 p.
- 275.- Alsharbaty MHM, Alikashi M, Zarrati S, Shamshiri AR. A clinical comparative study of 3-dimensional accuracy between digital and conventional implant impression techniques. *J Prosthodont* 2018 Feb 9. doi: 10.1111/jopr.12764. [Epub ahead of print].

276.- Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation and depth. *Clin Implant Dent Rel Res* 2015; 17 Suppl 1: e54-64. doi: 10.1111/cid.12124.

277.- Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent* 2007; 97(6): 349-56.

278.- Gherlone E, Capparé P, Vinci R, Ferrini F, Gastaldi G, Crespi R. Conventional Versus Digital Impressions for "All-on-Four" Restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016 Mar-Apr;31(2):324-30.

9.- ANEXOS**ÍNDICE DE FIGURAS**

Figura 1. Test de Sheffield. http://www.sae-dental.de/en/sheffield-test.html	12
Figura 2. Fit Checker™ utilizado para comprobar ajuste. Kan et al (1999)	13
Fig.3. Medición de la tolerancia mecánica. Kim (2006)	15
Figura 4. Tubos de látex alrededor de los análogos. Del'Acqua (2008)	18
Figura 5. Vaciado con escayola alrededor de los análogos. Del'Acqua (2008).....	18
Figura 6. Guía de escayola en boca. Manzella (2013)	19
Figura 7. Guía ferulizada con Duralay. Manzella (2013)	19
Figura 8. Representación esquemática del Sistema Cresco. Helldén (1998).....	23
Figura 9. Barra de titanio soldada a cilindros. Jemt (1992).....	23
Figura 10. Impresión de 6 implantes con PVS y escayola. Eid (2004).....	31
Figura 11. Impresión de alginato y escayola. Nissan (2002).....	31
Figura 12. Cofias de cubeta cerrada. Del'Acqua (2008).....	33
Figura 13. Cofias de cubeta abierta. Del'Acqua (2008).....	33
Figura14. Cofias plásticas “snap-on” (Straumann®). Nakhaei (2015).....	34
Figura 15. Ferulización con Duralay® directa a cubeta. Perez-Davidi (2016)	39
Figura 16. Ferulización con Duralay® y barras metálicas. Del'Acqua (2010).....	39
Figura 17. Ferulización por tramos con Duralay. Deogade (2015).....	41
Figura 18. Ferulización con Revotek® en mandíbula. Pradés (2008)	41
Figura 19. Ferulización con Triad® Gel. Amin (2016).....	41
Figura 20. Técnica F.R.I (1). Ferreiroa (2006).....	43
Figura 21. Técnica F.R.I (2). Ferreiroa (2006).....	43
Figura 22. Escáner intraoral CEREC® Omnicam	44
Figura 23. Escáner intraoral iTero Element®	44
Figura 24. Escáner intraoral Trios®	47
Figura 25. Escáner intraoral 3M™ Mobile True Definition	47
Figura 26. Tipos de escáneres 3D. González de Villaumbrosia (2013)	48

Figura 27. Esquema: “Muestreo de frente de onda activo”. Van der Meer (2012)	50
Figura 28. Sistema de captación del escáner iTero. Van der Meer (2012)	51
Figura 29. Proceso de captación de CEREC® Omnicam. Van der Meer (2012)	52
Figura 30. Esquema de la visión estereoscópica.....	60
Figura 31. Representación del principio de colinealidad. Rivara (2016).....	61
Figura 32. Teoría fotogramétrica. Rivara (2016)	61
Figura 33. PIC Cámara.....	66
Figura 34. PIC <i>transfers</i> atornillados en boca.....	66
Figura 35. Captura de implantes en progreso con sistema PIC	67
Figura 36. Imagen final. Sistema PIC.....	68
Figura 37. Representaciones de exactitud y precisión.....	72
Figura 38. Exactitud, veracidad y precisión.....	72
Figura 39. Relación entre exactitud, veracidad y precisión	73
Figura 40. Proyector de perfil. Reddy (2013)	77
Figura 41. Imagen del ajuste marginal en M. electrónico (1). Yamamoto (2010)	78
Figura 42. Imagen del ajuste marginal en M. electrónico (2). Yamamoto (2010)	78
Figura 43. Modelo con cuatro extensiómetros. Karl (2012).....	79
Figura 44. Extensiómetros lineales pegados a la estructura. Cehreli (2006).....	79
Figura 45. Estructuras para la fabricación de los modelos de referencia (1).....	85
Figura 46. Estructuras para la fabricación de los modelos de referencia (2).....	85
Figura 47. Dos estructuras con los análogos atornillados	85
Figura 48. Vaciado con silicona rosa para crear la encía artificial	86
Figura 49. Vaciado con resina termopolimerizable.....	86
Figura 50. Modelos de referencia (4)	86
Figura 51. CMM Global Evo 09.15.08	87
Figura 52. Medición del modelo CI-P.....	87
Figura 53. Ferulizaciones de los cuatro modelos	89
Figura 54. Ferulizaciones de los modelos CE-P y CE-A.....	89
Figura 55. Cubetas individuales (1)	90
Figura 56. Cubetas individuales (2)	90
Figura 57. Modelo con ferulización colocado en cabeza de maniquí	91

Figura 58. Impresión de arrastre superior con PVS.....	91
Figura 59. Impresiones con los análogos conectados.....	92
Figura 60. Modelos vaciados.....	93
Figura 61. Modelos obtenidos tras la separación de la cubeta	93
Figura 62. Odontograma del sistema PIC.....	94
Figura 63. PIC <i>transfers</i> atornillados en uno de los modelos.....	94
Figura 64. Pantalla de progreso de la captación con la PIC Cámara.....	94
Figura 65. Pantalla de fin de captación con la PIC Cámara.....	95
Figura 66. Modelo con scanbodies atornillados en el escáner Idéntica Light	96
Figura 67. Captura de pantalla del software ColLab	97
Figura 68. Captura de pantalla del software Geomagic (1).....	97
Figura 69. Captura de pantalla del software Geomagic (2).....	97
Figura 70. Captura de pantalla del software Geomagic (3).....	98
Figura 71. Captura de pantalla del software Geomagic (4).....	98
Figura 72. Diagrama de dispersión del error de posición (r_{μ}) del grupo CE-P	106
Figura 73. Diagrama de dispersión del error de posición (r_{μ}) del grupo CE-A	107
Figura 74. Diagrama de dispersión del error de posición (r_{μ}) del grupo CI-P.....	108
Figura 75. Diagrama de dispersión del error de posición (r_{μ}) del grupo CI-A	109
Figura 76. Diagramas de caja de los errores de posición en μm	110
Figura 77. Diagramas de caja del error de posición por modelos	112
Figura 78. Diagramas de dispersión en el plano XY por modelo	115
Figura 79. Diagrama de dispersión de los errores de posicionamiento agrupados.....	119
Figura 80. Imagen 3D de la malla asociada a la arcada con el eje Z realzado	122
Figura 81. Proyección esquemática en XY de arcada y distancias	122
Figura 82. Diagrama de cajas con muesca de los errores de distancia (V.A).....	128
Figura 83. Diagrama de cajas con muesca de los errores de distancia (V.A), global	129
Figura 84. Diagrama de cajas con muesca. Errores relativos de distancia	130
Figura 85. Diagrama de cajas con muesca. Error relativo global.....	131
Figura 86. Diagramas de dispersión de las medidas de angulación	133
Figura 87. Diagramas de dispersión de los errores de angulación	134
Figura 88. Promedio de los errores de angulación.....	135

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Clasificación del desajuste. Katsoulis (2017).....	9
Tabla 2. Comparativa de técnicas de fabricación en Cr-Co. Koutsoukis, 2015.....	21
Tabla 3. Materiales de impresión. Perry (2013) y Wynne (2014)	24
Tabla 4. Principales escáneres intraorales y características	49
Tabla 5. Error de posición (r_{μ}) de los implantes en el modelo CE-P.....	111
Tabla 6. Error de posición (r_{μ}) de los implantes en el modelo CE-A	111
Tabla 7. Error de posición (r_{μ}) de los implantes en el modelo CI-P.....	111
Tabla 8. Error de posición (r_{μ}) de los implantes en el modelo CI-A.....	111
Tabla 9. Comparativa de veracidad, por técnica y modelo.	113
Tabla 10. Resumen de veracidad según angulación y conexión (PIC).....	114
Tabla 11. Resumen de veracidad según angulación y conexión (tc. ferulizada)	114
Tabla 12. Comparativa de veracidad según presencia o no de angulación.	114
Tabla 13. Comparativa de veracidad según tipo de conexión.....	114
Tabla 14. Error de distancia medio para el modelo CE-P	116
Tabla 15. Error de distancia medio para el modelo CE-A	116
Tabla 16. Error de distancia medio para el modelo CI-P	117
Tabla 17. Error de distancia medio para el modelo CI-A	117
Tabla 18. Coeficientes de correlación de Pearson entre ejes	118
Tabla 19. Comparativa de precisión entre técnicas.	119
Tabla 20. Resumen de veracidad según angulación y conexión (PIC).....	120
Tabla 21. Resumen de veracidad según angulación y conexión (tc. ferulizada)	120
Tabla 22. Comparativa de precisión según presencia o no de angulación.....	121
Tabla 23. Comparativa de precisión según conexión.	121
Tabla 24. Errores de distancias respecto a la <i>CMM</i> para el modelo CE-P.....	123

Tabla 25. Errores de distancias respecto a la <i>CMM</i> para el modelo CE-A	124
Tabla 26. Errores de distancias respecto a la <i>CMM</i> para el modelo CI-P	125
Tabla 27. Errores de distancias respecto a la <i>CMM</i> para el modelo CI-A.....	126
Tabla 28. Tabla de error de distancias promedio en micras	129
Tabla 29. Tabla de error relativo promedio de las distancias (%)	131
Tabla 30. Error relativo equivalente en unidades de distancia	132
Tabla 31. Errores de angulación por implante para el modelo CE-P	136
Tabla 32. Errores de angulación por implante para el modelo CE-A.....	136
Tabla 33. Errores de angulación por implante para el modelo CI-P	136
Tabla 34. Errores de angulación por implante para el modelo CI-A	137
Tabla 35. Errores de angulación para los distintos modelos y global.....	137
Tabla 36. Errores de angulación (V.A) para los distintos modelos y global.....	138
Tabla 37. Comparativa de error medio de angulación (V.A) según angulación.....	139
Tabla 38. Comparativa de error medio de angulación (V.A) según conexión	139
Tabla 39. Capacidad de discriminación (en μm) para $\alpha= 5\%$	144

ANEXO 1 (Análisis Estadístico)

Nº muestra	Sistema	Eje X ioi12	Eje Y ioi12	Eje Z ioi12	D16-14	D16-12	D16-22	D16-24	D16-26	Ang (ioi12)
		Eje X ioi22	Eje Y ioi22	Eje Z ioi22		D14-12	D14-22	D14-24	D14-16	Ang (ioi22)
		Eje X ioi14	Eje Y ioi14	Eje Z ioi14			D11-22	D12-24	D12-26	Ang (ioi14)
		Eje X ioi24	Eje Y ioi24	Eje Z ioi24				D22-24	D22-26	Ang (ioi24)
		Eje X ioi16	Eje Y ioi16	Eje Z ioi16					D24-26	Ang (ioi16)
		Eje X ioi26	Eje Y ioi26	Eje Z ioi26						Ang (ioi26)

CE-P N1	PIC	0	0	0	16,89372505	29,26823284	42,05527805	43,75854408	45,65058573	0
		-19,494284	3,995615	-0,132536	-	12,92559169	29,66212309	35,8046503	43,86039679	-0,43004936
		5,863198	-11,130892	-2,965986	-		19,89999029	29,72129789	42,12460185	-0,69791079
		-29,24826	-4,127325	-3,295455	-			13,08152356	29,44900382	-0,842397235
		7,745675	-26,783378	-9,036728	-				16,85663955	-0,493069722
		-37,009172	-17,791633	-9,394736	-					0,45708963
CE-P N2	PIC	0	0	0	16,86682552	29,33397622	42,04756448	43,75026133	45,61556864	0
		-19,138493	5,375972	-0,083272	-	12,97227805	29,66172135	35,79685679	43,81280577	-0,552301874
		5,028295	-11,568515	-3,027492	-		19,87938438	29,71639161	42,0977978	-0,678036689
		-29,472227	-2,024264	-3,217782	-			13,09101616	29,43005531	-0,949206198
		5,765037	-27,267737	-9,149701	-				16,83367608	-0,47723644
		-38,183588	-15,050865	-9,365343	-					0,543060298
CE-P N3	PIC	0	0	0	16,83175627	29,47638012	42,12303168	43,83253901	45,62980468	0
		17,994225	-8,507176	-0,078344	-	13,12817479	29,73248617	35,776853	43,71989619	-0,692926378
		-11,45549	-5,659424	-3,015235	-		19,9040276	29,64796131	42,04116454	-0,334751235
		21,007838	-20,696513	-3,053965	-			12,90411253	29,26700476	-0,309823596
		-22,271525	-17,090701	-8,985772	-				16,86524336	-0,430422383
		19,099506	-36,339365	-9,06195	-					0,217971522
CE-P N4	PIC	0	0	0	16,87430236	29,37502118	42,08320593	43,76722519	45,61782871	0
		-19,22983	5,061998	-0,139138	-	13,01099716	29,70210118	35,8126714	43,82862874	-0,448843876
		5,240579	-11,534282	-2,963565	-		19,88541035	29,69950608	42,10220572	-0,674441623
		-29,413669	-2,504176	-3,25973	-			13,06505493	29,4354437	-0,894149469
		6,217689	-27,266463	-8,987336	-				16,8637182	-0,440233727
		-37,916027	-15,731012	-9,354458	-					0,306511769
CE-P N5	PIC	0	0	0	16,8759543	29,33916959	42,05754128	43,72037302	45,60738137	0
		-19,532427	3,80364	-0,070623	-	12,96604373	29,66370927	35,76367647	43,80527445	0,439884255
		5,925873	-11,141471	-2,978245	-		19,89945651	29,70982834	42,11162997	0,620900879
		-29,202642	-4,434708	-3,195773	-			13,08243091	29,43334512	0,860121146
		7,93203	-26,748085	-9,07798	-				16,83464102	0,370935524
		-36,851844	-18,12374	-9,319926	-					-0,496715914
CE-P N6	PIC	0	0	0	16,80803631	29,30132184	42,02341472	43,69792755	45,58938853	0
		-19,456804	4,076614	0,117784	-	12,99466082	29,67801757	35,78073563	43,79269358	-0,620467034
		9,822426	7,946092	3,039865	-		19,87963472	29,70671888	42,08487228	-0,306562371
		-25,158791	15,465723	3,214933	-			13,10789043	29,42721624	-0,908717673
		17,71905	21,4842	9,112183	-				16,80351423	-0,718420513
		-26,856112	31,045592	9,276688	-					0,283389459
CE-P N7	PIC	0	0	0	16,81661882	29,33712822	42,07854898	43,77359631	45,62858106	0
		-19,472398	-4,018111	-0,13367	-	13,0231444	29,71421828	35,82994798	43,80616308	0,774830588
		9,834631	-7,989901	-3,007292	-		19,8830925	29,72367741	42,08054994	0,373749325
		-25,222146	-15,389413	-3,241345	-			13,11578267	29,43221099	0,888676151
		17,722219	-21,54786	-9,07082	-				16,80986428	0,745974492
		-26,922371	-30,96944	-9,319464	-					-0,271767478

CE-P N8	PIC	0	0	0	16,82202702	29,34326293	42,07544601	43,74468568	45,63154368	0
		-19,875505	-0,611355	0,068744	-	13,02236697	29,70672695	35,80128081	43,81285276	-0,742470045
		7,688145	10,060023	3,044734	-	-	19,885024	29,71187686	42,10097507	-0,285675752
		-28,100336	9,112678	3,182113	-	-	-	13,11097743	29,44583178	-0,827291063
		12,188504	25,071896	9,157919	-	-	-	-	16,8181956	-0,773546135
									0,356805108	
CE-P N9	PIC	0	0	0	16,83991533	29,44524938	42,10562229	43,82116257	45,6386458	0
		19,893183	0,379351	0,053352	-	13,10160726	29,73311462	35,84753036	43,79381681	-0,63262736
		-8,15072	9,820723	2,961634	-	-	19,8968712	29,73807427	42,09514436	-0,221427441
		27,692006	10,399503	3,058791	-	-	-	13,04828532	29,35549643	-0,31460169
		-13,312972	24,715171	8,885258	-	-	-	-	16,80917943	-0,453880299
									0,367252735	
CE-P N10	PIC	0	0	0	16,8081667	29,41150402	42,10683451	43,80471947	45,65186745	0
		19,778976	2,353702	-0,066108	-	13,09823011	29,75454973	35,83578628	43,80411205	-0,672679379
		-6,733263	-10,844914	-2,935071	-	-	19,91863888	29,7231565	42,10391215	-0,2887854
		28,8376	-6,498736	-3,102465	-	-	-	13,02473766	29,36072264	-0,426446687
		-9,826072	-26,270875	-8,850198	-	-	-	-	16,8285077	-0,448825167
									0,382292966	
CE-P N1	CON	0	0	0	16,88107788	29,51814064	42,26006868	43,95455324	45,84692752	0
		20,016448	-0,359783	0,056978	-	13,10093205	29,8187213	35,88327026	43,92145848	-0,179886112
		-8,081515	-9,900431	-2,88184	-	-	20,01976226	29,8045731	42,25989839	-0,239411111
		27,798974	-10,346066	-2,91351	-	-	-	13,00451299	29,42525437	-0,271690045
		-13,280646	-24,817149	-8,834264	-	-	-	-	16,907178	-0,25182456
									0,14556301	
CE-P N2	CON	0	0	0	16,82908018	29,42555712	42,10418346	43,83519145	45,7307509	0
		19,549284	3,679864	-0,037923	-	13,09267467	29,70582485	35,81438748	43,81909159	-0,075238183
		-5,947684	-11,275025	-2,986134	-	-	19,89264543	29,72583331	42,1299931	-0,529961743
		29,222369	-4,512382	-3,052331	-	-	-	13,02950972	29,35568908	-0,193280328
		-8,018812	-26,856819	-8,997462	-	-	-	-	16,81617409	-0,383722735
									0,361392357	
CE-P N3	CON	0	0	0	16,89858298	29,47466208	42,26195635	43,94262547	45,83880001	0
		19,987695	-0,503488	-0,111992	-	13,09779438	29,81862472	35,88045878	43,92707956	-0,365118512
		-8,213028	-9,762813	-2,964097	-	-	19,99434905	29,77330297	42,23171524	-0,298342362
		27,658082	-10,549874	-3,190647	-	-	-	13,00933607	29,42459001	-0,654594011
		-13,566817	-24,611314	-8,999084	-	-	-	-	16,89811816	-0,650465605
									0,645215694	
CE-P N4	CON	0	0	0	16,84088505	29,39396957	42,16108779	43,8107715	45,74548367	0
		19,809431	-2,278505	-0,084465	-	13,07641051	29,77923722	35,8311726	43,89460118	-0,512901347
		-9,072209	-8,938183	-2,965876	-	-	19,94021755	29,7244159	42,17872626	-0,038950483
		26,521696	-13,051564	-3,130051	-	-	-	13,05330976	29,44044229	-0,331796669
		-15,692751	-23,213072	-8,966824	-	-	-	-	16,86047872	-0,34364734
									0,260685265	
CE-P N5	CON	0	0	0	16,81780978	29,4226846	42,12047439	43,84531862	45,72989096	0
		19,917817	0,153636	-0,062279	-	13,12636171	29,77877618	35,87573665	43,87045127	-0,434504326
		-7,90765	-10,052344	-2,953104	-	-	19,91850689	29,72562716	42,12649492	-0,102985212
		27,964854	-9,59192	-3,094337	-	-	-	12,99707821	29,33010626	-0,246721715
		-12,652037	-25,043089	-8,920271	-	-	-	-	16,82269448	-0,137166937
									0,438395919	
CE-P N6	CON	0	0	0	16,81906388	29,41317626	42,15927384	43,8217916	45,71551723	0
		19,864282	-1,577008	-0,001068	-	13,09253565	29,78739705	35,84065612	43,8461826	-0,409073827
		-8,758812	-9,248742	-3,026297	-	-	19,92678235	29,71057275	42,11332746	-0,391203278
		26,969391	-12,085558	-3,051126	-	-	-	13,04664903	29,39142924	-0,200543986
		-14,850379	-23,713086	-9,072492	-	-	-	-	16,822865	-0,405070336
									0,325967253	

CE-P N7	CON	0	0	0	16,81657604	29,41423062	42,1832438	43,83263482	45,75250584	0
		19,724907	3,187116	0,036578		13,0720168	29,79850803	35,83571113	43,85887511	-0,186961081
		-6,261247	-11,078786	-2,989132			19,98076581	29,75414271	42,16489737	-0,443921957
		29,117212	-5,37263	-2,937996				13,05115839	29,40109622	-0,174736152
		-8,756426	-26,60086	-8,958766					16,82133381	-0,321888025
									0,386272517	
CE-P N8	CON	0	0	0	16,8955815	29,48127723	42,30605695	44,02346768	45,87714011	0
		19,851128	2,581114	-0,107073		13,10641862	29,85935324	35,943895	43,95604177	-0,501057413
		-6,634554	-10,904627	-2,974897			20,01851386	29,80714738	42,24971207	-0,373511846
		28,991019	-6,137467	-3,212219				13,00742841	29,44472204	-0,758967011
		-9,665222	-26,38322	-9,032032					16,93335312	-0,622427261
									0,48530406	
CE-P N9	CON	0	0	0	16,86349491	29,50092941	42,28181979	44,0069078	45,90861947	0
		19,999172	0,826067	0,068349		13,12640693	29,86731426	35,98248143	43,99619601	-0,268421491
		-7,541576	-10,312397	-3,013579			20,0163418	29,86553254	42,28172365	-0,196539188
		28,406691	-8,746617	-2,916613				13,08558951	29,45083008	-0,418775762
		-11,837746	-25,46188	-9,047943					16,85478434	-0,377103378
									0,214614066	
CE-P N10	CON	0	0	0	16,82006093	29,39445614	42,12970143	43,80110351	45,70006635	0
		19,800198	2,203512	0,025065		13,08204401	29,78512615	35,85760042	43,87442092	-0,356106217
		-6,860397	-10,729579	-2,991816			19,922448	29,7168298	42,12416105	-0,373233023
		28,779443	-6,78385	-2,968672				13,05227864	29,40082301	-0,220915801
		-10,06089	-26,119325	-8,977383					16,82849538	-0,387835993
									0,174558749	
CE-A N1	PIC	0	0	0	16,82338542	29,35828928	42,00788451	43,78355996	45,66382672	0
		18,044919	8,191835	-0,097376	-	13,03411516	29,62405376	35,79645097	43,80700907	-0,715184393
		-11,343123	5,727957	-2,900384	-		19,81753629	29,69870659	42,0995192	-14,90797246
		21,267963	20,487287	-3,155629	-			13,0736018	29,41485525	-9,423021396
		-22,007745	17,242329	-8,959375	-				16,84728338	-30,34384637
									20,0373381	
CE-A N2	PIC	0	0	0	16,84694769	29,42289477	42,10373828	43,81782945	45,63202853	0
		-18,226961	-7,831144	-0,006109		13,07527059	29,69916712	35,80203908	43,74563507	-0,573799831
		3,445457	12,2565	-2,97821			19,83806848	29,65224682	42,00113637	-9,761978724
		-29,444625	-1,886618	-2,951351				13,03256788	29,33619158	-15,12566025
		2,074373	27,962644	-8,915955					16,80550566	-20,02443235
									29,93438227	
CE-A N3	PIC	0	0	0	16,87392666	29,47442284	42,09275334	43,80213148	45,61994646	0
		-19,198763	-4,903015	-0,082777		13,10484634	29,68898114	35,80751798	43,78737696	-0,778546731
		5,303803	11,61481	-2,950061			19,81511819	29,65717319	42,06238314	-10,01844189
		-29,37677	2,702578	-3,041279				13,04567382	29,40030862	-15,37593162
		6,332845	27,402863	-8,815882					16,85699078	-19,39653159
									29,45603274	
CE-A N4	PIC	0	0	0	16,84941493	29,42077756	42,11035268	43,80358515	45,61953884	0
		-16,164244	-11,52262	-0,078997		13,07078504	29,7119494	35,79947777	43,75596098	-0,76625363
		0,796997	12,696894	-2,99985			19,85093943	29,6528114	42,01939317	-10,00221543
		-28,387496	-8,03635	-2,975966				13,03665591	29,36262762	-15,2818911
		-3,866177	27,772956	-8,904928					16,82631709	-19,70136531
									29,77053888	
CE-A N5	PIC	0	0	0	16,8928728	29,40759959	42,13466142	43,77985362	45,60618784	0
		-16,242367	-11,337043	-0,062281		13,03638159	29,71515876	35,7970012	43,76437293	-0,928450009
		1,051252	12,653861	-2,953289			19,8077487	29,60321067	41,94530515	-9,806577967
		-28,432156	-7,647324	-3,079127				13,08840487	29,3807659	-15,15804017
		-3,436321	27,825126	-8,874738					16,77834759	-19,50087002
									29,70539373	

CE-A N6	PIC	0	0	0	16,79291038	29,39679425	42,06902894	43,73554556	45,55020563	0
		17,252261	9,73447	-0,004487		13,11090742	29,71882145	35,79473906	43,75226801	-0,523314665
		-2,141507	-12,586566	-2,981308			19,80909983	29,63050666	42,02148095	-10,1143098
		29,06104	4,953799	-2,980395				13,08274073	29,44193188	-15,31908989
		0,9321	-28,017567	-8,849782					16,85670448	-19,59031594
40,658936	-5,733202	-8,932311							29,75865623	
CE-A N7	PIC	0	0	0	16,75497168	29,4110476	42,06474098	43,79689412	45,60341477	0
		19,174995	4,868406	-0,05012		13,15819316	29,7272915	35,85253966	43,76400311	-0,578400396
		-5,377933	-11,630664	-2,990575			19,78343555	29,66286064	42,0123116	-10,19445449
		29,380729	-2,842249	-2,92911				13,11105604	29,4123376	-15,22056819
		-6,468229	-27,306124	-8,806096					16,81517153	-19,40852224
37,750834	-16,155342	-8,883343							29,74883182	
CE-A N8	PIC	0	0	0	16,75878811	29,40700381	42,05565164	43,75827349	45,57069875	0
		19,677892	-2,143111	-0,061399		13,15359397	29,73042191	35,83148052	43,775998	-0,581433608
		-9,098873	-9,020273	-2,976948			19,79434586	29,64863269	42,04432091	-10,09877798
		26,521543	-12,903395	-3,025157				13,0921019	29,45421744	-15,38016716
		-15,581032	-23,338534	-8,79296					16,86876447	-19,51287235
29,711985	-28,357878	-8,986302							29,78634625	
CE-A N9	PIC	0	0	0	16,77005913	29,41651036	42,08138455	43,77121645	45,57803595	0
		19,756237	-1,623754	-0,033069		13,14754813	29,74283926	35,82340272	43,75445669	-0,51629806
		-8,836254	-9,273044	-2,964674			19,82287999	29,65270845	42,02698222	-10,17501922
		26,867865	-12,193982	-2,95089				13,06976098	29,40755437	-15,43951811
		-14,940921	-23,774409	-8,767978					16,84137823	-19,36613852
30,481506	-27,535649	-8,884428							29,78684479	
CE-A N10	PIC	0	0	0	16,79761811	29,40824694	42,07727251	43,75051677	45,57348176	0
		19,122084	5,177889	-0,051137		13,10957132	29,70633861	35,78069243	43,74847759	-0,597221092
		-5,162582	-11,684411	-2,946718			19,8107861	29,63060015	42,03552301	-10,15297453
		29,382837	-2,364082	-3,005407				13,07257013	29,44400587	-15,45815586
		-6,017058	-27,42075	-8,760278					16,86967674	-19,51987845
37,996472	-15,600429	-8,937557							29,84195587	
CE-A N1	CON	0	0	0	16,81139432	29,37916704	42,05570682	43,73266348	45,60945496	0
		19,838803	0,332983	0,009044		13,05961064	29,66944014	35,74309138	43,75714704	0,30737896
		-7,795015	-10,04846	-2,969785			19,84159933	29,64942986	42,0715151	9,930814168
		27,943279	-9,463153	-2,95137				13,05415117	29,42162457	15,12159312
		-12,475812	-25,055499	-8,928132					16,85724316	20,31756993
33,128143	-24,347216	-8,930375							-29,86985082	
CE-A N2	CON	0	0	0	16,84819347	29,38990192	42,06921814	43,73563626	45,62486239	0
		19,862922	0,517459	0,047105		13,03885977	29,68153936	35,7489627	43,78930833	0,141687293
		-7,688823	-10,096937	-2,990941			19,86971699	29,65076257	42,0871691	9,782839467
		28,047987	-9,169525	-2,897923				13,01945229	29,39858048	15,05444591
		-12,191551	-25,205737	-8,933266					16,86314031	19,89121398
33,417515	-24,008727	-8,841975							-29,82730126	
CE-A N3	CON	0	0	0	16,85676798	29,38823384	42,07046241	43,73563824	45,62281082	0
		19,481477	3,910486	0,029435		13,02416038	29,66492231	35,73075158	43,76866109	0,079524281
		-5,835333	-11,254427	-2,985886			19,87009596	29,6490641	42,0780428	9,933162177
		29,199195	-4,235575	-2,921287				13,01918251	29,38976	14,96955214
		-7,710648	-26,912101	-8,941645					16,85459343	19,97389152
37,018363	-17,925849	-8,880677							-29,92457527	
CE-A N4	CON	0	0	0	16,85685468	29,39688447	42,08326416	43,74038937	45,64514076	0
		19,762338	1,929246	0,036331		13,03131889	29,66349185	35,73171643	43,77799475	0,070544146
		-6,949147	-10,614269	-2,976898			19,85631671	29,65380682	42,08593558	9,922978508
		28,619132	-7,201384	-2,904068				13,05592396	29,41703804	15,17010273
		-10,413166	-26,001186	-8,926428					16,8411315	19,78711906
35,019497	-21,602911	-8,841665							-29,86227973	

CE-A N5	CON	0	0	0	16,81276041	29,37216533	42,07154647	43,73886573	45,64062318	0	
		19,476143	3,913956	0,068188		13,05377044	29,69487374	35,75705646	43,79474657	0,150298355	
		-5,854717	-11,277374	-2,99066			19,8656449	29,65426868	42,09330455	9,944086091	
		29,206858	-4,260528	-2,860594					13,04173175	29,42411798	14,94723702
		-7,725267	-26,892446	-8,935362						16,86570836	19,9827334
										-29,82286909	
CE-A N6	CON	0	0	0	16,82621219	29,37725781	42,07534599	43,74931303	45,64204719	0	
		19,86084	-0,362065	0,013204		13,04208116	29,68037167	35,74924863	43,78008136	0,020665833	
		-8,137186	-9,74569	-2,983892			19,86414435	29,65567145	42,08492054	9,958706625	
		27,605624	-10,423575	-2,955919				13,03960713	29,41382321	14,82696607	
		-13,350432	-24,595494	-8,935934						16,85940396	20,05294168
										-29,90163579	
CE-A N7	CON	0	0	0	16,85289124	29,42634517	42,1191431	43,79912277	45,69325932	0	
		19,867595	-0,300607	0,019921		13,06466354	29,70128474	35,76783707	43,80586006	0,154940538	
		-8,114816	-9,801674	-2,960132			19,86987903	29,65278609	42,0961748	10,09616684	
		27,649441	-10,306659	-2,927271				13,01399802	29,40003151	14,89864311	
		-13,283083	-24,714722	-8,868597						16,87005529	19,79189497
										-29,74122546	
CE-A N8	CON	0	0	0	16,84919326	29,42616051	42,09884025	43,76726543	45,68218648	0	
		19,637003	2,98145	0,052189		13,06736587	29,68627536	35,75731626	43,81822621	0,049524324	
		-6,365824	-11,016983	-2,97631			19,86211607	29,66702753	42,13117134	10,0174863	
		28,983775	-5,633335	-2,887706				13,04682529	29,44078729	15,0417789	
		-8,976399	-26,571157	-8,904875						16,87515972	19,67880326
										-29,60274643	
CE-A N9	CON	0	0	0	16,83180569	29,42638084	42,12193976	43,78876303	45,68650806	0	
		19,371957	4,442024	0,068811		13,08859152	29,72533511	35,7863449	43,82006623	0,117645105	
		-5,546389	-11,47884	-2,963955			19,87483409	29,67087985	42,11436005	10,0037652	
		29,329898	-3,460428	-2,853705				13,04417251	29,4268968	14,93708	
		-6,988268	-27,167905	-8,887122						16,86531031	19,64511795
										-29,62361095	
CE-A N10	CON	0	0	0	16,82524263	29,41789629	42,09322442	43,77695637	45,6861155	0	
		19,840572	0,444441	0,034524		13,0780076	29,678326	35,74736805	43,78691712	0,100498017	
		-7,72956	-10,124251	-2,96441			19,84557928	29,64847438	42,09683117	10,03035341	
		28,007846	-9,282634	-2,902637				13,03638245	29,41488241	15,01980275	
		-12,33784	-25,185659	-8,881042						16,86154945	19,78600866
										-29,62949017	
CI-P N1	PIC	0	0	0	16,88064216	29,44146385	42,10740101	43,76026974	45,64462646	0	
		19,578565	3,22401	0,132388		12,98972586	29,6088373	35,68648984	43,60683476	-0,424563583	
		-6,194038	-10,988909	-3,100121			19,84268063	29,66582454	41,8890671	-0,487658539	
		29,039825	-5,326945	-2,893677				13,10691961	29,18835065	-0,726536551	
		-8,717093	-26,548093	-9,141815						16,54920064	-0,353482904
										1,151769644	
CI-P N2	PIC	0	0	0	16,86191061	29,39919179	42,11955904	43,75311539	45,62533302	0	
		19,616088	-2,984386	0,06275		12,99330081	29,63527637	35,66845633	43,60310967	-0,291772818	
		-9,332317	-8,508975	-3,05468			19,84191034	29,60224567	41,86805707	-0,401351184	
		25,911496	-13,996172	-2,999082				13,04861709	29,21026053	0,389914923	
		-16,576949	-22,500855	-9,06023						16,62886688	-0,541393421
										0,853865548	
CI-P N3	PIC	0	0	0	16,84991767	29,3705209	42,10134955	43,76266659	45,67012326	0	
		-16,441227	-11,110407	0,10227		12,96433604	29,62603212	35,67885871	43,62241853	-0,303397596	
		1,109763	12,544116	-3,080193			19,84352661	29,6045609	41,85215243	-0,537825106	
		-28,536353	-7,307137	-2,951666				13,04160499	29,16957129	-0,485547463	
		-3,041899	27,729234	-9,088156						16,59264603	-0,50835144
										1,113688777	

CI-P N4	PIC	0	0	0	16,89814992	29,41368751	42,11237493	43,7728504	45,65746923	0
		19,696797	2,469724	0,080576	-	12,95772438	29,59248272	35,65802743	43,59355768	-0,138881097
		-6,608202	-10,715199	-3,069006	-	-	19,85119244	29,63534985	41,87438714	-0,468796085
		28,787083	-6,396392	-2,940065	-	-	-	13,05241681	29,1638152	-0,503503467
		-9,770804	-26,18039	-9,100033	-	-	-	-	16,57976751	-0,505360771
35,508828	-20,321356	-8,92356	-	-	-	-	-	1,034640122		
CI-P N5	PIC	0	0	0	16,87280907	29,39606915	42,11696474	43,79485281	45,65338428	0
		19,727647	2,224496	0,102092	-	12,95172274	29,59485452	35,68577945	43,60091402	-0,312952972
		-6,744499	-10,616384	-3,090509	-	-	19,8529308	29,67599736	41,9108094	-0,368047058
		28,735984	-6,796565	-2,952075	-	-	-	13,10944748	29,24699056	-0,600582444
		-10,133557	-26,019136	-9,087275	-	-	-	-	16,61427457	-0,526472566
35,229374	-20,880558	-8,911198	-	-	-	-	-	0,990982386		
CI-P N6	PIC	0	0	0	16,81418342	29,41562588	42,11275559	43,7809876	45,65650335	0
		19,760076	1,548698	0,060595	-	13,0554585	29,65507957	35,68867803	43,64125413	-0,086048362
		-7,168519	-10,474856	-3,055278	-	-	19,82076539	29,58379839	41,91654464	-0,240593789
		28,412497	-7,708239	-2,917909	-	-	-	13,01640341	29,26441466	-0,401178081
		-11,024543	-25,716587	-9,01661	-	-	-	-	16,7267593	-0,4596644
34,488196	-22,098075	-8,901468	-	-	-	-	-	0,558248354		
CI-P N7	PIC	0	0	0	16,87696556	29,45922426	42,12109626	43,79458496	45,66366624	0
		19,447777	3,731531	0,043141	-	13,04291941	29,61485189	35,67481525	43,65606793	-0,216573909
		-5,933402	-11,22025	-3,003078	-	-	19,80258102	29,59203824	41,95688763	-0,380169683
		29,096515	-4,46769	-3,020147	-	-	-	13,02724466	29,30857619	-0,260006794
		-8,067581	-26,85325	-8,993617	-	-	-	-	16,76025497	-0,589729485
36,754865	-18,128645	-8,98958	-	-	-	-	-	0,396123696		
CI-P N8	PIC	0	0	0	16,83784956	29,42265647	42,10655337	43,7811063	45,68184174	0
		18,800314	6,229346	0,021587	-	13,05465827	29,63814492	35,69552065	43,66418046	-0,199808712
		-4,453953	-11,890177	-3,034814	-	-	19,80547965	29,59788632	41,92699011	-0,21765862
		29,437784	-0,686655	-2,996707	-	-	-	13,04212163	29,25811121	-0,375065437
		-4,542906	-27,627013	-9,022907	-	-	-	-	16,69065518	-0,537871687
38,7818	-13,14253	-9,006575	-	-	-	-	-	0,609006983		
CI-P N9	PIC	0	0	0	16,87382259	29,43813174	42,13757103	43,79072186	45,68685678	0
		19,56134	3,211991	-0,008674	-	13,03939288	29,63396579	35,6588288	43,63762343	-0,172333895
		-6,245685	-11,0349	-3,04108	-	-	19,82329397	29,57130205	41,91050867	-0,297259385
		28,943241	-5,26513	-3,004848	-	-	-	12,99456446	29,22308089	-0,353328476
		-8,824832	-26,581224	-9,073136	-	-	-	-	16,69984097	-0,602151592
36,23336	-19,028315	-9,030924	-	-	-	-	-	0,592444215		
CI-P N10	PIC	0	0	0	16,86780677	29,44541623	42,11989575	43,78622029	45,63899817	0
		-16,380729	11,16255	0,006293	-	13,04907291	29,63143995	35,67497245	43,64141486	-0,187051632
		12,137545	3,711907	-3,029856	-	-	19,82248249	29,59278069	41,94876322	-0,243714225
		-17,357219	23,78081	-2,988767	-	-	-	13,00555276	29,28336427	-0,30249691
		24,707139	13,228141	-9,027314	-	-	-	-	16,7615711	-0,532401713
-13,07587	38,828178	-9,005164	-	-	-	-	-	0,431989997		
CI-P N1	CON	0	0	0	16,76905879	29,32997047	42,05609791	43,74360876	45,68088513	0
		19,828644	-0,683763	-0,000387	-	13,0296861	29,63600966	35,6760677	43,66107072	-0,138141254
		-8,271258	-9,605399	-3,015845	-	-	19,84042981	29,60305139	41,94549934	-0,334603547
		27,383789	-10,829824	-3,030456	-	-	-	13,00784717	29,2444583	-0,23229082
		-13,818291	-24,25067	-9,011493	-	-	-	-	16,70822217	-0,394626468
31,837406	-25,767003	-9,047986	-	-	-	-	-	0,533722827		
CI-P N2	CON	0	0	0	16,80098616	29,38565714	42,11063294	43,77589288	45,71631959	0
		19,67701	-2,652909	0,004355	-	13,04894486	29,65224133	35,68280169	43,68202908	-0,123747481
		-9,18182	-8,784617	-2,96642	-	-	19,85504137	29,62970485	41,99349521	-0,138998929
		26,180815	-13,553932	-2,962307	-	-	-	13,03583006	29,28898872	-0,334023929
		-16,17982	-22,852785	-8,915183	-	-	-	-	16,7214086	-0,097738878
29,134368	-28,903081	-8,90248	-	-	-	-	-	0,633899478		

9.- ANEXOS

CI-P N3	CON	0	0	0	16,78761199	29,35333568	42,07689941	43,74667838	45,68342044	0
		18,50156	-7,131132	0,006795		13,03365689	29,62991259	35,66171945	43,63942128	-0,062598064
		-10,966466	-6,376227	-2,992752			19,82828314	29,59605219	41,92348106	-0,120704657
		22,296825	-19,233574	-2,97448				13,02924171	29,23660933	-0,365592426
		-21,026452	-18,403821	-8,989216					16,67498788	-0,284187634
		21,616292	-34,791877	-8,935294					0,456422961	
CI-P N4	CON	0	0	0	16,80235469	29,3535119	42,08844466	43,76677121	45,69223683	0
		19,820079	-1,015488	0,013058		13,01917003	29,63136847	35,67726975	43,65192408	-0,089371577
		-8,421482	-9,479998	-2,950774			19,84608067	29,62557535	41,94795093	-0,064447518
		27,206922	-11,346654	-2,951534				13,04175012	29,25433447	-0,273927633
		-14,242376	-24,058382	-8,943022					16,68414618	-0,13660002
		31,391529	-26,365865	-8,89065					0,443200973	
CI-P N5	CON	0	0	0	16,797424	29,36543185	42,10301599	43,80168039	45,72971153	0
		19,826219	-0,916405	0,026769		13,03444005	29,64574043	35,7075481	43,68052146	-0,321035979
		-8,381862	-9,529881	-2,97025			19,84740473	29,64241445	41,96799467	-0,07128539
		27,286371	-11,204552	-2,929967				13,04768655	29,26459881	-0,191201022
		-14,12738	-24,142028	-8,939139					16,69236832	-0,186620096
		31,555693	-26,205885	-8,877072					0,605617846	
CI-P N6	CON	0	0	0	16,79987739	29,37483337	42,12345167	43,81633198	45,72875869	0
		19,438978	-4,118199	-0,008922		13,03814103	29,66126357	35,7087177	43,67026016	-0,098215526
		-9,811078	-8,063971	-2,950973			19,87041792	29,64864656	41,97063163	-0,1046378
		25,123471	-15,459178	-2,977795				13,02864046	29,25305284	-0,311450913
		-17,859886	-21,55385	-8,907124					16,70027291	-0,195339312
		26,889627	-30,966624	-8,919085					0,444555568	
CI-P N7	CON	0	0	0	16,79497725	29,34306758	42,10323851	43,7841148	45,71841576	0
		19,872359	0,125958	-0,019086		13,00889481	29,64136757	35,67339987	43,65713473	-0,240954943
		-7,851627	-9,942118	-2,955941			19,87276734	29,62802459	41,96319312	-0,37582891
		27,821147	-9,735975	-3,002401				13,01311345	29,24849133	-0,32532296
		-12,852713	-24,823244	-8,923561					16,70518504	-0,212370139
		32,864643	-24,51251	-8,942129					0,382059476	
CI-P N8	CON	0	0	0	16,79476256	29,34934505	42,09830199	43,77020322	45,70077065	0
		19,763652	1,942044	0,00366		13,0183139	29,64091774	35,66893731	43,64321608	-0,080102538
		-6,918298	-10,620411	-2,969936			19,85883906	29,61480378	41,93758945	-0,18282047
		28,58221	-7,158188	-2,975604				13,0175728	29,23212117	-0,28019561
		-10,520505	-25,899736	-8,939055					16,68252939	-0,086715135
		34,956778	-21,385705	-8,912727					0,422972979	
CI-P N9	CON	0	0	0	16,80221292	29,35040492	42,10559986	43,78121806	45,70039017	0
		19,816337	0,873969	0,033465		13,0170491	29,64098487	35,68779878	43,64798583	-0,051908198
		-7,510341	-10,205019	-2,982605			19,83562839	29,61442533	41,91899905	-0,115290818
		28,146239	-8,71261	-2,982255				13,05313493	29,25142682	-0,521677183
		-11,939857	-25,272856	-8,953705					16,66571776	-0,114148021
		33,716763	-23,274976	-8,868927					0,822141731	
CI-P N10	CON	0	0	0	16,7782881	29,33467979	42,07359903	43,75397997	45,66498085	0
		19,850856	0,785316	-0,007758		13,01867052	29,63654411	35,67201325	43,62437258	-0,156098992
		-7,5107	-10,202614	-2,996971			19,86638531	29,63086299	41,93555787	-0,193986717
		28,133647	-8,798054	-3,013336				13,01841413	29,22090003	-0,221125583
		-11,97717	-25,223223	-8,992211					16,67532115	-0,357775165
		33,649556	-23,35444	-8,992693					0,361409725	
CI-A N1	PIC	0	0	0	17,01744708	29,41416161	42,12086931	43,73437395	45,63300478	0
		17,922251	8,64314	-0,001829		12,87358371	29,56065913	35,6144776	43,70752721	-0,340380037
		-2,83188	-12,188637	-3,024358			19,89751123	29,6397009	42,06384036	-9,767053003
		29,324992	3,119001	-2,971287				13,01369643	29,36566422	-15,03257979
		-0,823504	-27,972802	-9,059262					16,82598397	-19,94100773
		40,267227	-8,125312	-9,049663					30,42822655	

CI-A N2	PIC	0	0	0	17,00906587	29,44881347	42,11659156	43,75041111	45,62782198	0
		19,461807	3,938371	0,02439	-	12,91500582	29,56498015	35,63917071	43,7213628	-0,356308743
		-5,783864	-11,139126	-3,043709	-	-	19,85631619	29,62555495	42,06226068	-9,733403321
		29,174546	-4,206982	-2,969962	-	-	-	13,02498439	29,39818628	-14,91745654
		-7,714849	-26,916226	-9,098685	-	-	-	-	16,85568791	-19,80477592
		36,998629	-17,827618	-9,083571	-	-	-	-	-	30,0797001
CI-A N3	PIC	0	0	0	17,03498352	29,45957688	42,13914414	43,76173076	45,62196928	0
		19,317084	4,622159	-0,050563	-	12,92506482	29,57579703	35,65533755	43,69257599	-0,486162427
		-5,398027	-11,348704	-3,020848	-	-	19,86244307	29,64741	42,01534949	-9,843673954
		29,315019	-3,205824	-3,053076	-	-	-	13,04803075	29,32403604	-14,99141199
		-6,774124	-27,21824	-9,058633	-	-	-	-	16,75413888	-19,62646689
		37,561594	-16,461729	-9,133878	-	-	-	-	-	30,52042648
CI-A N4	PIC	0	0	0	17,05887883	29,44331966	42,13517635	43,75324906	45,6180739	0
		19,672095	3,024345	0,023734	-	12,85910987	29,56162712	35,62233001	43,72596273	-0,238669499
		-6,276374	-10,797432	-3,062564	-	-	19,90322958	29,63416648	42,08300454	-9,562510256
		28,962295	-5,587501	-2,854667	-	-	-	12,99064663	29,39360438	-14,85914804
		-8,944727	-26,518633	-9,123016	-	-	-	-	16,89185631	-19,52106588
		36,142369	-19,579488	-9,019539	-	-	-	-	-	30,17768298
CI-A N5	PIC	0	0	0	17,02599685	29,44203115	42,1264613	43,73945198	45,62240613	0
		18,022792	8,418289	0,048389	-	12,87781578	29,56110374	35,61524727	43,7046587	-0,310561192
		-2,98371	-12,145163	-3,070933	-	-	19,89198237	29,63150434	42,0613532	-9,726240058
		29,352788	2,780731	-2,950834	-	-	-	13,00562218	29,37361017	-14,93222525
		-1,149922	-27,955046	-9,118196	-	-	-	-	16,84339741	-19,9326769
		40,166333	-8,606528	-9,041615	-	-	-	-	-	30,35518792
CI-A N6	PIC	0	0	0	16,96915503	29,39767308	42,09964616	43,72528677	45,62768336	0
		17,122556	10,10101	-0,018815	-	12,91483169	29,58397078	35,63700471	43,71814903	-0,370826569
		-1,825421	-12,415043	-3,054083	-	-	19,87995677	29,62703828	42,05365172	-9,727261873
		28,946102	5,560106	-2,994962	-	-	-	13,01051498	29,36278351	-14,9811023
		1,494133	-27,923517	-9,088983	-	-	-	-	16,82843529	-20,1869283
		40,7861	-4,728112	-9,091129	-	-	-	-	-	30,46759706
CI-A N7	PIC	0	0	0	17,02779651	29,4481583	42,14079236	43,76399981	45,64443915	0
		18,483715	7,335027	0,006483	-	12,89906135	29,57989727	35,6366123	43,72440001	-0,285131261
		-3,72437	-11,957265	-3,088473	-	-	19,88593431	29,62644098	42,06042374	-9,689206561
		29,469868	1,006653	-2,870459	-	-	-	13,00079499	29,36820461	-14,78582798
		-2,832368	-27,845613	-9,147399	-	-	-	-	16,85270463	-19,86052312
		39,585149	-10,988787	-9,018968	-	-	-	-	-	30,50117016
CI-A N8	PIC	0	0	0	16,96726064	29,41166802	42,09951263	43,73005557	45,62754733	0
		18,101397	8,194293	0,040441	-	12,92107198	29,59644647	35,67392611	43,74488616	-0,198859073
		-3,174337	-12,143754	-3,067071	-	-	19,86979231	29,65307992	42,06238142	-9,778940413
		29,415652	2,364692	-2,903928	-	-	-	13,06391683	29,39541611	-14,96004653
		-1,529419	-27,8942	-9,15851	-	-	-	-	16,8127565	-20,14451864
		40,055429	-9,11765	-9,037422	-	-	-	-	-	30,40731935
CI-A N9	PIC	0	0	0	17,00507149	29,41801286	42,09093062	43,73382853	45,64225265	0
		18,086295	8,207665	0,051574	-	12,87793401	29,5419619	35,63423399	43,73701063	-0,213685633
		-3,131776	-12,110863	-3,059438	-	-	19,86158331	29,64584105	42,08128439	-9,645696705
		29,400349	2,430214	-2,930773	-	-	-	13,04918203	29,41007757	-14,98095095
		-1,483974	-27,904888	-9,142692	-	-	-	-	16,84018898	-20,15215869
		40,089547	-9,067595	-9,024491	-	-	-	-	-	30,23947399
CI-A N10	PIC	0	0	0	16,96505524	29,37979677	42,05587067	43,70369972	45,61888932	0
		18,928851	5,97344	-0,025611	-	12,91005621	29,55780915	35,64540332	43,74663149	-0,408119357
		-4,586455	-11,679485	-3,03704	-	-	19,84903125	29,6302506	42,07466503	-9,685378519
		29,45702	-1,113731	-2,999221	-	-	-	13,03505626	29,39992795	-14,96571916
		-4,823533	-27,532924	-9,072383	-	-	-	-	16,84641436	-20,10100423
		38,68288	-13,811665	-9,11867	-	-	-	-	-	30,20986068

CI-A N1	CON	0	0	0	16,85047005	29,27999765	41,96279091	43,56514755	45,54879309	-0,000192105
		19,808663	-1,775427	0,005524		12,91389201	29,57543489	35,61673286	43,75452619	-0,210733196
		-8,696855	-9,061729	-3,003063			19,88806932	29,651634	42,12846166	-9,925951585
		26,76136	-12,418176	-2,972863				13,05675653	29,44004886	-14,9991936
		-14,931049	-23,517145	-9,012565					16,84818092	-20,36757074
		30,42591	-27,692793	-9,065346					30,38051478	
CI-A N2	CON	0	0	0	16,88141399	29,32264126	41,97046616	43,66148354	45,6276069	-0,000190138
		19,385279	3,926271	0,040335		12,93071724	29,54665266	35,68593142	43,80481034	-0,174826772
		-5,853502	-11,131294	-3,005704			19,77893508	29,62419451	42,08029236	-9,805481789
		29,16734	-4,274126	-2,931045				13,10588904	29,46632985	-14,85814569
		-7,74024	-26,794466	-9,012983					16,84329307	-20,2041697
		37,010347	-17,891484	-8,993332					30,1975498	
CI-A N3	CON	0	0	0	16,90587658	29,35857616	42,00430793	43,69717385	45,63577152	-0,00017393
		19,669854	-1,91808	0,025331		12,9318534	29,51868237	35,66432476	43,74660613	-0,299272601
		-8,838321	-8,944606	-3,018433			19,76316849	29,63176797	42,05051501	-10,05359963
		26,631797	-12,660061	-2,917519				13,13465539	29,45050265	-14,96054412
		-15,291277	-23,382932	-8,993612					16,80154323	-20,27195745
		30,114792	-27,955577	-8,93481					30,22553985	
CI-A N4	CON	0	0	0	16,91706164	29,41485572	42,04740111	43,69177239	45,63687814	-0,000151261
		19,774753	0,363081	0,016886		12,98938218	29,57527032	35,68230537	43,79026071	-0,059791849
		-7,774178	-9,96054	-3,012283			19,77809316	29,630377	42,09681535	-9,647171898
		27,905237	-9,507803	-2,976352				13,13387204	29,49546222	-14,88411078
		-12,475258	-25,045689	-9,055883					16,83843011	-20,27407735
		33,155708	-24,311208	-9,04467					30,11662707	
CI-A N5	CON	0	0	0	16,97266256	29,40279771	42,07258297	43,73212514	45,68889394	-0,000148957
		19,833861	0,005629	-0,016114		12,92713001	29,56594597	35,6877338	43,82766699	-0,274830542
		-7,906612	-9,789812	-2,959013			19,83386834	29,66868525	42,14588116	-10,17584101
		27,780606	-9,981065	-2,974417				13,10100644	29,48207071	-15,13610138
		-12,905095	-24,865018	-8,944379					16,86022675	-20,07004102
		32,78368	-24,893798	-9,044581					30,12953469	
CI-A N6	CON	0	0	0	16,95300412	29,34818445	42,07849135	43,70893801	45,56623213	-0,000164531
		19,89297	-0,841235	-0,07139		12,88602904	29,56453205	35,65074063	43,67043083	-0,410491712
		-8,240669	-9,425833	-3,048736			19,91087713	29,71725966	42,07087237	-9,639941519
		27,368416	-11,146459	-3,137161				13,09499471	29,38406186	-14,65056444
		-13,91423	-24,217459	-9,083871					16,77150506	-20,47143496
		31,60968	-26,172904	-9,260968					30,2265145	
CI-A N7	CON	0	0	0	16,91723618	29,34285205	42,07724538	43,71037489	45,68147447	-0,00015595
		19,875331	0,821207	0,042382		12,88888809	29,5834872	35,65120397	43,76813597	-0,210185294
		-7,460284	-10,076486	-2,98865			19,89233419	29,66896975	42,10815859	-9,964374463
		28,169695	-8,84984	-2,897651				13,07552746	29,42682553	-15,05592797
		-11,88117	-25,270167	-8,972019					16,81901351	-20,01391434
		33,767029	-23,528146	-8,905679					30,05303178	
CI-A N8	CON	0	0	0	16,89380803	29,30991607	42,09453134	43,68391315	45,67640775	-0,000188238
		19,826529	-1,71559	-0,072501		12,92040513	29,62870098	35,64755162	43,81245524	-0,221406776
		-8,734189	-9,040952	-2,985297			19,90074767	29,63817002	42,15535905	-9,800396055
		26,758434	-12,358476	-3,110531				13,05955419	29,50751498	-14,94599594
		-15,067899	-23,503397	-8,995501					16,90919175	-20,08026308
		30,416036	-27,684645	-9,246593					30,31180603	
CI-A N9	CON	0	0	0	16,8909253	29,29516083	42,00926315	43,72696707	45,67179735	-0,000160519
		19,876776	0,400791	-0,064312		12,90074197	29,5580433	35,69028753	43,79166092	-0,472670121
		-7,657081	-9,95595	-2,945728			19,88092034	29,69810425	42,14317048	-9,903055368
		28,027533	-9,330391	-3,062449				13,04298924	29,41919405	-15,00384304
		-12,357109	-25,057835	-8,874148					16,86369163	-20,28410837
		33,305544	-24,169641	-9,089335					30,1046365	
CI-A N10	CON	0	0	0	16,93733626	29,34481652	42,09055696	43,69724793	45,65860454	0
		19,722037	-2,402629	-0,01321		12,90436032	29,6081393	35,66239154	43,79195201	-0,407858491
		-9,057677	-8,699947	-2,965118			19,86785202	29,62680373	42,0865994	-9,945698849
		26,306852	-13,299538	-2,969735				13,07070979	29,44965381	-15,10902877
		-15,879778	-23,015992	-8,913492					16,84496935	-20,51831393
		29,421205	-28,718845	-8,994581					30,03481764	

Análisis de Normalidad

Las tablas que siguen recogen el resultado de aplicar el test de normalidad de Kolmogorov-Smirnov a las coordenadas de las medidas realizadas.

GOS1	PIC						Convencional					
	x		y		z		x		y		z	
Implante	Valor p	h	Valor p	h	Valor p	h	Valor p	h	Valor p	h	Valor p	h
16	0,964	0	0,679	0	1,000	0	0,711	0	0,577	0	0,823	0
14	0,948	0	0,969	0	0,951	0	0,646	0	0,622	0	0,791	0
12	0,643	0	0,872	0	0,682	0	0,861	0	0,755	0	0,433	0
22	0,629	0	0,623	0	0,469	0	0,449	0	0,836	0	0,428	0
24	0,586	0	0,963	0	0,934	0	0,390	0	0,987	0	0,990	0
26	0,742	0	0,383	0	0,992	0	0,711	0	0,982	0	0,370	0

GOS2	PIC						Convencional					
	x		y		z		x		y		z	
Implante	Valor p	h	Valor p	h	Valor p	h	Valor p	h	Valor p	h	Valor p	h
16	0,977	0	0,988	0	0,931	0	0,687	0	0,749	0	0,920	0
14	0,957	0	0,982	0	0,278	0	0,769	0	0,909	0	0,248	0
12	0,490	0	0,637	0	0,326	0	0,455	0	0,683	0	0,443	0
22	0,649	0	0,944	0	0,061	0	0,811	0	0,755	0	0,781	0
24	0,406	0	0,828	0	0,757	0	0,812	0	0,939	0	0,974	0
26	0,651	0	0,742	0	0,988	0	0,982	0	0,957	0	0,810	0

G1S1	PIC						Convencional					
	x		y		z		x		y		z	
Implante	Valor p	h	Valor p	h	Valor p	h	Valor p	h	Valor p	h	Valor p	h
16	0,895	0	0,987	0	0,915	0	0,484	0	0,424	0	0,801	0
14	0,972	0	0,507	0	0,999	0	0,974	0	0,809	0	0,984	0
12	0,986	0	0,804	0	0,302	0	0,701	0	0,842	0	0,369	0
22	0,550	0	0,839	0	0,928	0	0,823	0	0,822	0	0,517	0
24	0,949	0	0,807	0	0,257	0	0,996	0	0,912	0	0,650	0
26	0,901	0	0,957	0	0,783	0	0,876	0	0,982	0	0,499	0

G0S1	PIC						Convencional					
	x		y		z		x		y		z	
Implante	Valor p	h	Valor p	h	Valor p	h	Valor p	h	Valor p	h	Valor p	h
16	0,702	0	0,969	0	0,659	0	0,773	0	0,904	0	0,640	0
14	0,974	0	0,484	0	0,923	0	0,858	0	0,924	0	0,719	0
12	0,278	0	0,733	0	0,882	0	0,912	0	0,727	0	0,857	0
22	0,729	0	0,397	0	0,619	0	0,395	0	0,888	0	0,487	0
24	0,977	0	0,844	0	0,474	0	0,999	0	0,689	0	0,648	0
26	0,755	0	0,509	0	0,990	0	0,832	0	0,973	0	0,800	0

Las tablas que siguen recogen el resultado de aplicar el test de normalidad de Kolmogorov-Smirnov a las medidas de angulación realizadas.

G0S1	PIC		C. ferulizada	
	Valor p	h	Valor p	h
22	0,831	0	0,876	0
14	0,486	0	0,822	0
24	0,121	0	0,514	0
16	0,234	0	0,454	0
26	0,962	0	0,999	0

G1S1	PIC		C. ferulizada	
	Valor p	h	Valor p	h
22	0,902	0	0,710	0
14	0,931	0	0,666	0
24	0,710	0	0,843	0
16	0,528	0	0,853	0
26	0,665	0	0,489	0

G0S2	PIC		C. ferulizada	
	Valor p	h	Valor p	h
22	0,397	0	0,605	0
14	0,511	0	0,639	0
24	0,973	0	0,998	0
16	0,549	0	0,803	0
26	0,490	0	0,560	0

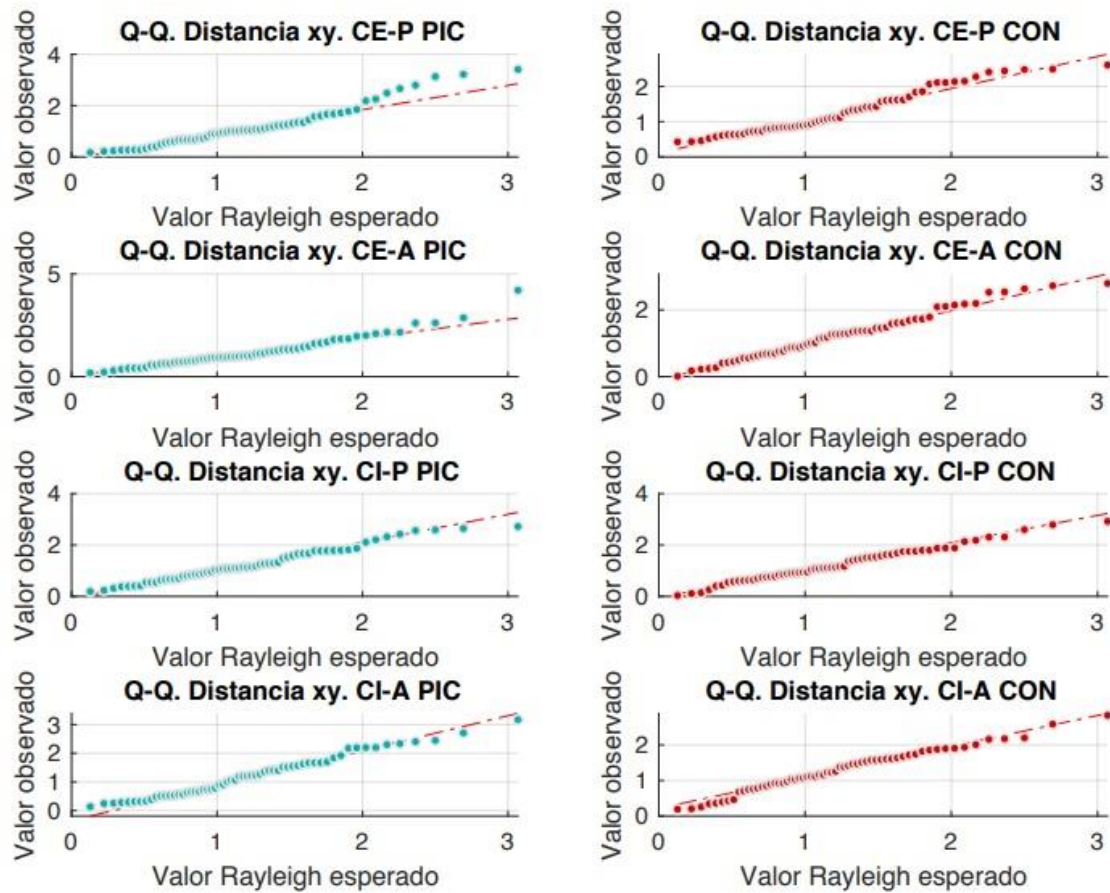
G1S2	PIC		C. ferulizada	
	Valor p	h	Valor p	h
22	0,996	0	0,918	0
14	0,946	0	0,974	0
24	0,716	0	0,928	0
16	0,863	0	0,952	0
26	0,873	0	0,896	0

Intervalos de confianza

Para la obtención de los intervalos de confianza de las distancias se ha utilizado la distribución t de Student. Esto requiere que la media de la distancia sea una variable gaussiana y que su desviación típica siga una distribución chi-cuadrado. Ambas premisas se cumplen de forma automática cuando las variables observadas son gaussianas, pero en el caso que nos ocupa se trata de distancias euclídeas. Suponiendo que los errores de posicionamiento son gaussianos en los ejes x , y , z ; con idénticas varianzas, las distancias en un plano siguen la distribución de Rayleigh y las distancias en el espacio se distribuyen según la densidad de Maxwell.

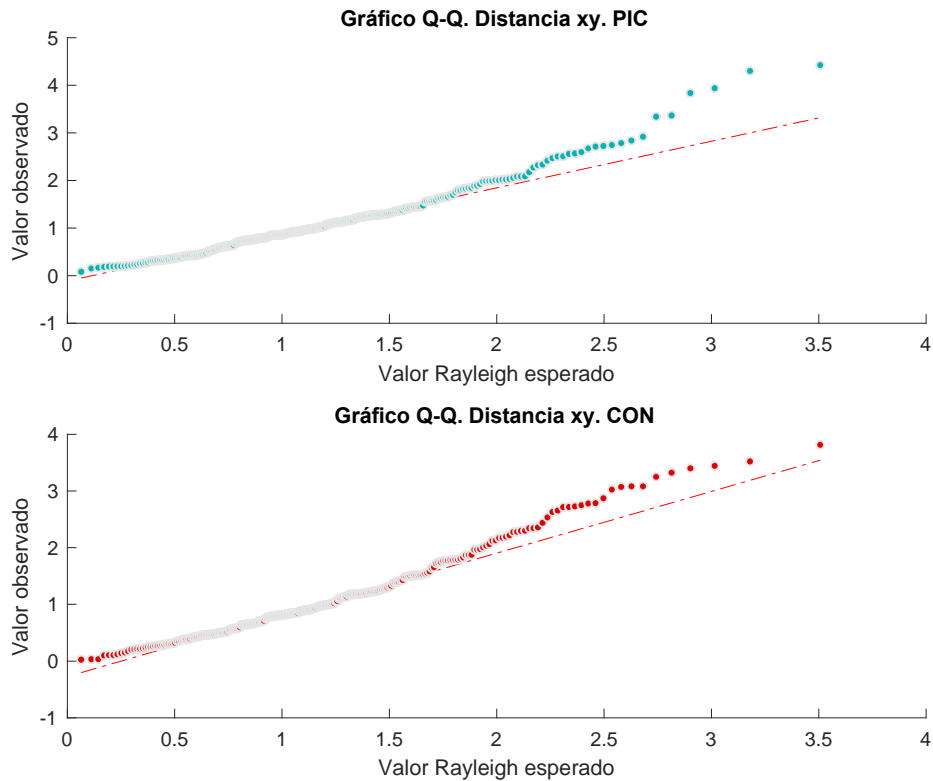
Sin embargo, mientras las medidas sean independientes y tengan la misma distribución, su media y varianza cumplirán las condiciones de ser gaussiana y chi-cuadrado respectivamente para un N suficientemente grande. Para valorar el error que esto introduce, primero verificaremos que las distancias al punto de referencia siguen una distribución de Rayleigh. Con ese objeto se han representado, tal y como aparecen a continuación, los gráficos Q-Q de las distancias en el plano X-Y.

Debe tenerse en cuenta que los errores en los ejes coordenados están correlados, por lo que se ha realizado un análisis de componentes principales para decorrelar las componentes x , y , z . Las nuevas coordenadas resultantes de dicho proceso son las utilizadas para los gráficos Q-Q. Además las distancias se han normalizado a varianza unidad, para cumplir la condición de varianzas idénticas.



En un gráfico Q-Q las observaciones corresponden a la distribución supuesta (Rayleigh en este caso) si los puntos se sitúan sobre la línea recta roja. Esto es claramente así en el caso de la técnica convencional. Para el caso de la técnica PIC la desviación es mayor, especialmente en el extremo superior de la distribución; aun así es aceptable.

Si realizamos el mismo análisis agregando todos los modelos obtenemos el resultado que aparece en la figura siguiente:



Nuevamente se comprueba que en la tecnología convencional las distancias a los puntos de referencia tienen distribución aproximadamente de Rayleigh. Sin embargo para la tecnología PIC existe cierta desviación para valores grandes de las distancias. Hablaremos más adelante de dichas desviaciones; por ahora baste indicar que no producen errores apreciables.

De esta forma podemos acotar el error introducido en los intervalos de confianza por el hecho de trabajar con variables Rayleigh en lugar de gaussianas. Expresamos este error como el sesgo relativo introducido en el intervalo de confianza. Tras unos cálculos, dicho sesgo es:

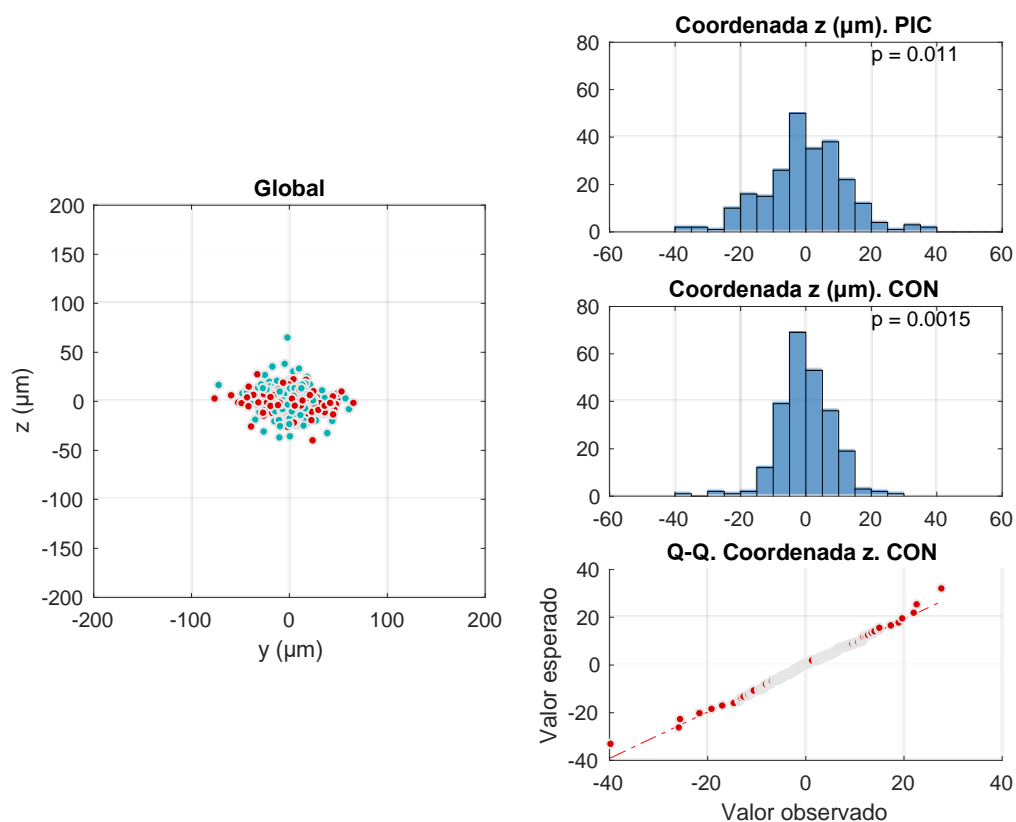
N	Sesgo relativo (%)
60	0,26
240	0,07

N=60 se emplea para las observaciones desglosadas por modelo y N=240 para el conjunto de observaciones. Estos valores de sesgo pueden despreciarse a todos los efectos.

Errores en el eje z

Las desviaciones en el eje z presentan dos peculiaridades: 1) están correladas con las desviaciones en los otros dos ejes, y 2) son menores en media que las otras desviaciones, especialmente para la técnica convencional.

Por este motivo hemos analizado la estadística de las desviaciones en el eje Z por separado. La figura siguiente muestra el diagrama de dispersión de los errores de posicionamiento en el plano Y-Z. Pueden apreciarse las dos peculiaridades mencionadas.



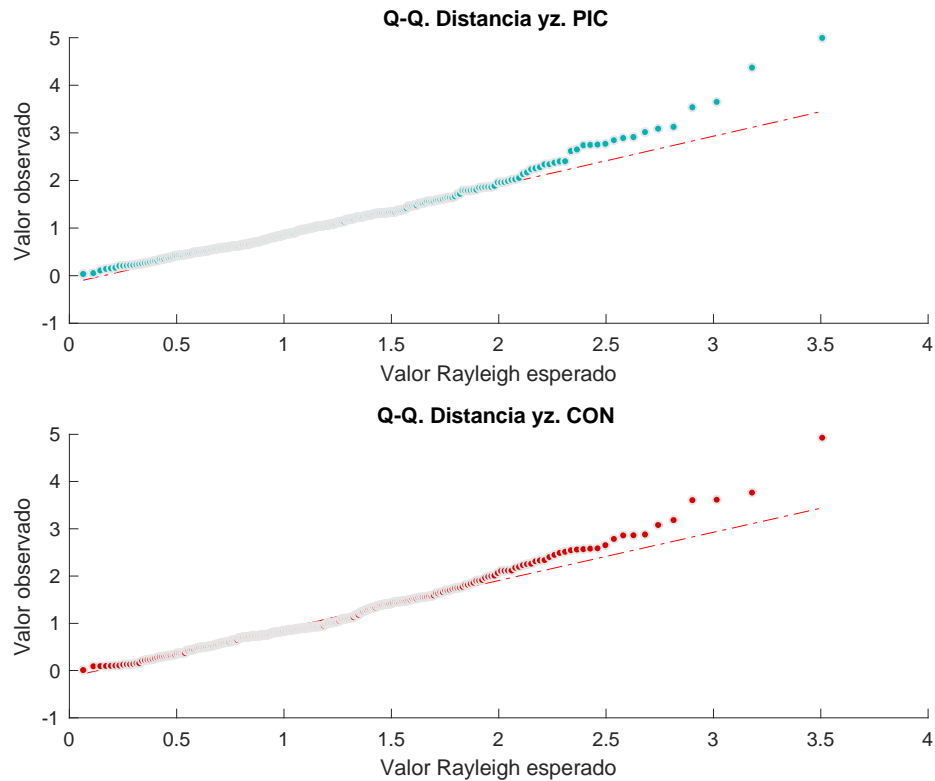
Para analizar la distribución en el eje Z, se han representado los histogramas de las coordenadas z de los puntos. Igualmente se ha calculado el valor p para el test de gaussianidad de Anderson-Darling. Mientras la distribución de coordenadas para el caso PIC se aproxima a una gaussiana ($p=0,011$), las de la tecnología convencional no lo hacen (p casi 0).

Consideremos este último como caso peor. Tras algunos cálculos, formulamos la hipótesis de que los errores de posicionamiento pueden modelarse con una mezcla de 2 distribuciones gaussianas. Dichas distribuciones quedan definidas por los siguientes parámetros:

Distribución	Proporción	Media	D.E.
1	0,84	0,08	6,2
2	0,16	-0,43	14,7

Así pues la distribución de z es esencialmente gaussiana de media nula y desviación típica 6,2 μm . Hay que considerar sin embargo una segunda contribución gaussiana de media -0.43 μm y desviación típica 14,7 μm , que tiene menor importancia relativa. *Esta distribución puede probablemente explicarse por el proceso de construcción de los modelos.*

Para verificar la hipótesis se ha representado en la misma figura (anterior) el gráfico Q-Q correspondiente. La correspondencia es adecuada para el cálculo de los intervalos de confianza mediante la nueva distribución de mezcla gaussiana, que produce sesgos inferiores a la distribución de Rayleigh ya analizada.



Para completar el análisis, se presentan los gráficos Q-Q para las distancias en el plano Y-Z, suponiendo que se distribuyen según una densidad de Rayleigh. El ajuste es suficientemente bueno para justificar el cálculo de los intervalos de confianza. Sabemos que las desviaciones se deben a la distribución no gaussiana de los errores en los ejes coordenados. Como hemos visto dicha desviación no afecta al cálculo de los intervalos de confianza.



CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN Certificate of calibration

Número : 0140/2016
Number

Página 1 de 4 y dos anexos

Hexagon Metrology S.A.
Parc Tecnològic del Vallès
C/Sabaters, 5
08290 CERDANYOLA
(Barcelona) España
Tel. + 34 93 5946922 - Fax. + 34 93 5946923
E-mail: laboratorio.calibracion@hexagon.com



HEXAGON
MANUFACTURING INTELLIGENCE

OBJETO: Maquina de medición por coordenadas
Instrument

MARCA: HEXAGON
Manufacturer

MODELO: GLOBAL EVO 9-15-8
Model

IDENTIFICACIÓN: 906
Identification

SOLICITANTE: DITECMA
Applicant
C.Pitagoras,7 Planta Baja
28906 - GETAFE
MADRID - España

FECHAS DE CALIBRACIÓN:
Dates of calibration

INICIO: 22/04/2016
Start date

FINAL : 27/04/2016
End date

Fecha de emisión: miércoles, 27 de abril de 2016
Date of issue

Signatario/s autorizado/s:
Authorized signatory/ies

Javier Muñoz

Responsable de laboratorio.

Javier
Muñoz

Firmado digitalmente por Javier Muñoz
Nombre de reconocimiento (DN): c=ES, st=Barcelona, l=Cerdanyola del Vallès, ou=Laboratorio, email=laboratorio@hexagonmetrology.com, o=Hexagon Metrology S.A., cn=Javier Muñoz
Fecha: 2016.04.27 10:38:44 +02'00'

Este certificado se expide de acuerdo con las condiciones de la acreditación concedida por ENAC, que ha comprobado las capacidades de medida del laboratorio y su trazabilidad a patrones nacionales e internacionales.

Este certificado no podrá ser reproducido parcialmente sin la aprobación por escrito del laboratorio que lo emite.

ENAC es firmante del Acuerdo Multilateral de la EA/IAF/ILAC en materia de calibración.

This certificate is issued in accordance with the conditions of accreditation granted by ENAC which has assessed the measurement capability of the laboratory and its traceability to national and international standards.

This certificate can't be partially reproduced without write autorisation of issuing laboratory.

ENAC is signatory in the Multilateral Agreement of the EA/IAF/ILAC in the matter of calibration.

Certificado número : 0140/2016

Página 2 de 4 y dos anexos

1.- MATERIAL CALIBRADO*Calibrated material*

Máquina de Medición por Coordenadas

Modelo: GLOBAL EVO 9-15-8 S/N:906 (HEXAGON)

	Campo de medida :	División de escala:
Eje X :	900 [mm]	0.0001 [mm]
Eje Y :	1500 [mm]	0.0001 [mm]
Eje Z :	800 [mm]	0.0001 [mm]

2.- LUGAR DE LA CALIBRACIÓN*Place of calibration*

La calibración del instrumento citado ha sido realizada "In Situ"

Dirección:

DITECMA
C.Pitagoras,7 Planta Baja
28906 - GETAFE
MADRID - España

3.- MÉTODO DE LA CALIBRACIÓN*Calibration method*

Los procedimientos internos empleados para la calibración han sido: PEC/08

Procedimiento de calibración de máquinas medidoras por coordenadas. Según norma UNE EN ISO10360-2 :2010

Mediciones realizadas con palpado Unidireccional.

Test E_0 : para cualquiera de los diferentes patrones longitudinales utilizados en número "n" (n = 5) se repiten "M" (M = 3) mediciones en la misma alineación en 7 orientaciones diferentes.

Test R_0 : Se calcula y evalúa el rango de repetibilidad, para cada uno de los conjuntos de las tres mediciones repetitivas

Test E_{150} : para cualquiera de los diferentes patrones longitudinales utilizados en número "n" (n = 5) se repiten "M" (M = 3) mediciones en la misma alineación en 2 orientaciones diferentes.

4.- NOMENCLATURA DE RESULTADOS*Nomenclature of results*

- NOMINAL : Valor certificado del patrón.
 MEDIDO : Valor indicado por la máquina.
 CTE : Indicación mediante asterisco (*) de medición realizada con patrón de bajo CTE
 F.CORREC. : Factor de corrección por temperatura, en el caso que proceda:
 (MMC sin Compensación Temperatura Automática y patrón bajo CTE)
 F.C.Bid. : Factor de corrección bidireccional, en el caso que proceda:
 (Mediciones realizadas con palpado Unidireccional)
 DESV. : Diferencia entre valor certificado del patrón y valor indicado por la máquina.
 U_{95L} : Incertidumbre de uso para el patrón de nominal L
 F.T. : Valores fuera de tolerancia. [FT: TOL - (| DESV | + F.C.Bid.+ U_{95L})]
 E_{0,MP_E} : Ecuación de especificación de la máquina para medidas lineales (error max. Permitido) $[A+B^*L/1000]$
 con desviación cero en la punta del palpador (A y B micrómetros, L milímetros)
 R_{0,MP_L} : Max. Valor especificado de repetibilidad de la máquina.
 E_{150,MP_E} : Ecuación de especificación de la máquina para medidas lineales (error max. Permitido) $[A+B^*L/1000]$
 con desviación 150 mm en la punta del palpador (A y B micrómetros, L milímetros)

Certificado número : 0140/2016

Página 3 de 4 y dos anexos

5.- TRAZABILIDAD*Traceability*

La trazabilidad en la calibración se refiere a :
 C.E.M. (Centro Español de Metrología) (EUROMET)
 Laboratorios europeos de referencia (EUROMET)
 Laboratorios de calibración ENAC

6.- CONDICIONES AMBIENTALES DE LA CALIBRACIÓN*Environmental conditions of the calibration*

Datos numericos reflejados en hojas de resultados de medición

El juego de patrones empleados es considerado de bajo CTE (coeficiente termico expansión)

En caso de maquinas sin compensación termica automatica y dado el coeficiente de expansión termico del patrón utilizado en la calibración, se aplicará factor de corrección de temperatura a cada uno de los resultados de medición obtenidos por la maquina (ajuste matemático del CTE)

En caso de maquinas con compensación termica automatica será la MMC la que realice la corrección automaticamente.

7.- DESVIACIONES AL PROCEDIMIENTO*Deviations of the procedure***8.- OBSERVACIONES***Observations***9.- RESULTADOS DE LA CALIBRACIÓN***Calibration results*

(Resultados en anexos siguientes)

NOTA :

Los resultados contenidos en el presente documento se refieren al momento y condiciones en que se realizaron las calibraciones. El laboratorio que lo emite no se responsabiliza de los perjuicios que pudieran derivarse del uso inadecuado de los elementos calibrados. Cuando los valores de las magnitudes de influencia significativas existentes en el momento de utilización del elemento calibrado, difieran sensiblemente de los valores de las mismas durante la calibración, será responsabilidad del usuario decidir la aplicación de correcciones adicionales sobre el resultado de medida, así como el incremento correspondiente de su incertidumbre. La reproducción de este documento está permitida si se hace en su totalidad. Para su reproducción parcial es necesario autorización escrita del laboratorio emisor.

10.- CONFORMIDAD CON ESPECIFICACIONES*Conformity with specifications*

A partir de los resultados de la calibración, puede declararse conformidad con las siguientes especificaciones:

$E_{0,MPE}$	=	$1.3 + 3 L / 1000$	[Micrometros]
$R_{0,MPL}$	=	1.3	[Micrometros]
$E_{150,MPE}$	=	$1.3 + 3 L / 1000$	[Micrometros]

En la declaración de conformidad con especificaciones se ha tenido en cuenta el valor de incertidumbre de uso de los patrones.

Certificado Nº : 0140/2016

HOJA DE IDENTIFICACIÓN

Página 4 de 4 y dos anexos

INFORMACIÓN DE MAQUINA

MAQUINA	: GLOBAL EVO	TAMAÑO:	: 9-15-8
FABRICANTE	: HEXAGON	S/N	: 906
ELECTRÓNICA	: DC800		
SOFTWARE	: PCDMIS	VERSIÓN:	: 2015
UBICACIÓN DE LA MAQ.	: DITECMA C.Pitagoras,7 Planta Baja 28906 - GETAFE MADRID - España		
OPERADOR:	: CESAR MERLO		
Espec. Fabr. $E_{0,MPE}$: 1.3 + 3 L / 1000	[Micrometros]	
Espec. Fabr. $R_{0,MPL}$: 1.3	[Micrometros]	
Espec. Fabr. $E_{150,MPE}$: 1.3 + 3 L / 1000	[Micrometros]	

No existe formula de especificación de fabricante para E_{150} , se utiliza especificación de E_0

INFORMACIÓN DE PALPADORES

TIPO DE CABEZAL	: TESASTAR-M	S/N	: 7R000700
TIPO DE SENSOR	: N/A	S/N	: N/A
LONGITUD DE PUNTA	: N/A	[mm]	
RADIO DE PALPADOR	: N/A	[mm]	
LONGITUD DE EXTENSIÓN	: N/A	[mm]	





INFORMACIÓN DE MEDICIÓN

VELOCIDAD DE MEDICIÓN	: 0.8	[% del máx.]
VELOCIDAD DE POSICIÓN	: 100	[% del máx.]
ACELERACIÓN	: 100	[% del máx.]
DIST. APROXIMACIÓN	: 5	[mm]

INFORMACIÓN COMPENSACIÓN TÉRMICA

AUTOMATICA

INFORMACIÓN DE POSICIÓN

 servicio avanzado de medición		Servicio Avanzado de Medición Ditecma, S.L.		INFORME DIMENSIONAL	
  CENTRO DE PRECISIÓN HEXAGON - DITECMA		Polígono Industrial San Marcos C/ Pitágoras, 7, Planta Baja 28906 Getafe (MADRID) 91 621 41 12 info@ditecma.net		Cliente: IDITEC NORTH WEST, S.L. C/ La Mina, 4 28220 Majadahonda (Madrid)	
Ot N°.: 565/2016 Técnico: F. Roldán Fecha Med.: 11/11/2016		<u>Condiciones Medioambientales</u> Temperatura: 21.3 °C Humedad Relativa: 37.9 %		<u>Equipos utilizados</u> CMM Global Evo 09.15.08	
				<u>Incertidumbres</u> ± 1.3 + 3L/1000	
Denominación: Modelos Implantes Referencia: --- Revisión: --- Fecha Rev: Responsable: Sr. Adrián Hernández		Anexos: <input type="checkbox"/> Informe 100% <input checked="" type="checkbox"/> Informe Cotas Marcadas <input type="checkbox"/> Estudio SPC <input type="checkbox"/> Plano Numerado <input type="checkbox"/> Certificado Equipos Medición		Condiciones Medición: <input type="checkbox"/> Pieza Conformada en Útil para su medición <input checked="" type="checkbox"/> Pieza medida en estado libre Ref. Útil:	
OBSERVACIONES:				Revisado y Aprobado por:	
				 Fecha: 14/11/2016	

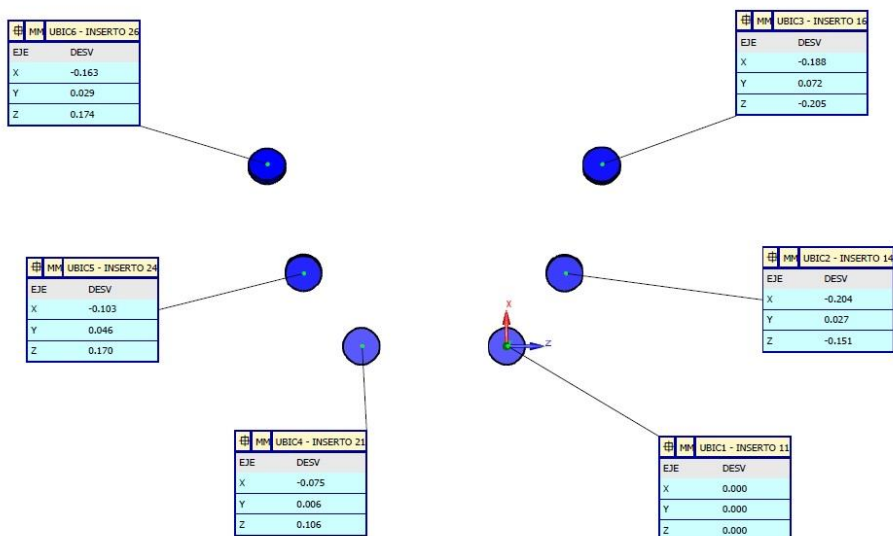


R-MED-1-2-3

Ditecma servicio avanzado de medición		NOMBRE DE PIEZA : Modelo Implante 1					noviembre 11, 2016	
		NUMERO DE REV :			NUMERO DE SERIE :		CUENTA DE ESTADS : 1	
MM		UBIC1 - INSERTO 11						
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL		
X	0.000	0.000	0.300	0.300	0.000	0.000		
Y	0.000	0.000	0.300	0.300	0.000	0.000		
Z	0.000	0.000	0.300	0.300	0.000	0.000		
MM		UBIC2 - INSERTO 14						
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL		
X	9.796	10.000	0.300	0.300	-0.204	0.000	█	
Y	-2.973	-3.000	0.300	0.300	0.027	0.000	█	
Z	7.849	8.000	0.300	0.300	-0.151	0.000	█	
MM		UBIC3 - INSERTO 16						
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL		
X	24.812	25.000	0.300	0.300	-0.188	0.000	█	
Y	-8.928	-9.000	0.300	0.300	0.072	0.000	█	
Z	12.795	13.000	0.300	0.300	-0.205	0.000	█	
MM		UBIC4 - INSERTO 21						
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL		
X	-0.075	0.000	0.300	0.300	-0.075	0.000	█	
Y	0.006	0.000	0.300	0.300	0.006	0.000	█	
Z	-19.894	-20.000	0.300	0.300	0.106	0.000	█	
MM		UBIC5 - INSERTO 24						
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL		
X	9.897	10.000	0.300	0.300	-0.103	0.000	█	
Y	-2.954	-3.000	0.300	0.300	0.046	0.000	█	
Z	-27.830	-28.000	0.300	0.300	0.170	0.000	█	
MM		UBIC6 - INSERTO 26						
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL		
X	24.837	25.000	0.300	0.300	-0.163	0.000	█	
Y	-8.971	-9.000	0.300	0.300	0.029	0.000	█	
Z	-32.826	-33.000	0.300	0.300	0.174	0.000	█	

Ditecma servicio avanzado de medición		NOMBRE DE PIEZA : Modelo Implante 1					noviembre 11, 2016	
		NUMERO DE REV :			NUMERO DE SERIE :		CUENTA DE ESTADS : 1	

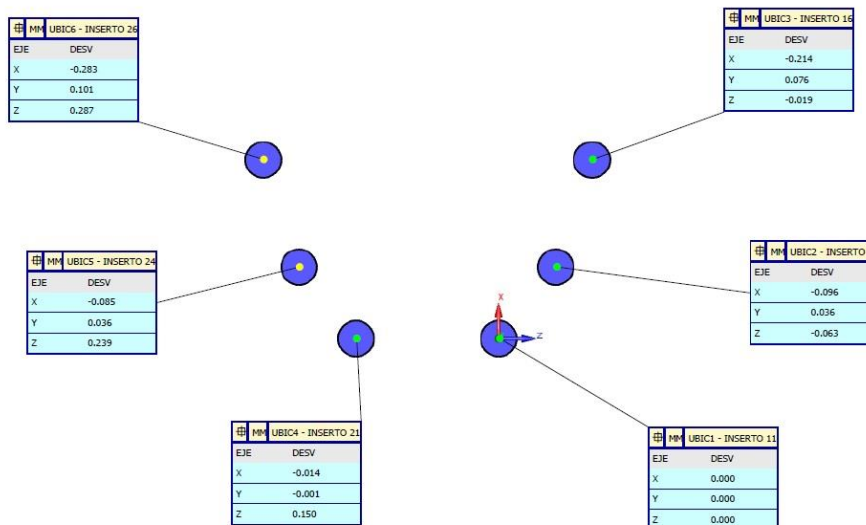
2 / 2



Ditecma		NOMBRE DE PIEZA : Modelo Implante 2					noviembre 11, 2016
servicio avanzado de medición		NUMERO DE REV :		NUMERO DE SERIE		CUENTA DE ESTADS : 1	
#	MM	UBIC1 - INSERTO 11					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	0.000	0.000	0.300	0.300	0.000	0.000	
Y	0.000	0.000	0.300	0.300	0.000	0.000	
Z	0.000	0.000	0.300	0.300	0.000	0.000	
#	MM	UBIC2 - INSERTO 14					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	9.904	10.000	0.300	0.300	-0.096	0.000	
Y	-2.964	-3.000	0.300	0.300	0.036	0.000	
Z	7.937	8.000	0.300	0.300	-0.063	0.000	
#	MM	UBIC3 - INSERTO 16					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	24.786	25.000	0.300	0.300	-0.214	0.000	
Y	-8.924	-9.000	0.300	0.300	0.076	0.000	
Z	12.981	13.000	0.300	0.300	-0.019	0.000	
#	MM	UBIC4 - INSERTO 21					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	-0.014	0.000	0.300	0.300	-0.014	0.000	
Y	-0.001	0.000	0.300	0.300	-0.001	0.000	
Z	-19.850	-20.000	0.300	0.300	0.150	0.000	
#	MM	UBIC5 - INSERTO 24					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	9.915	10.000	0.300	0.300	-0.085	0.000	
Y	-2.964	-3.000	0.300	0.300	0.036	0.000	
Z	-27.761	-28.000	0.300	0.300	0.239	0.000	
#	MM	UBIC6 - INSERTO 26					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	24.717	25.000	0.300	0.300	-0.283	0.000	
Y	-8.899	-9.000	0.300	0.300	0.101	0.000	
Z	-32.713	-33.000	0.300	0.300	0.287	0.000	

Ditecma		NOMBRE DE PIEZA : Modelo Implante 2		noviembre 11, 2016
servicio avanzado de medición		NUMERO DE REV :	NUMERO DE SERIE	CUENTA DE ESTADS : 1

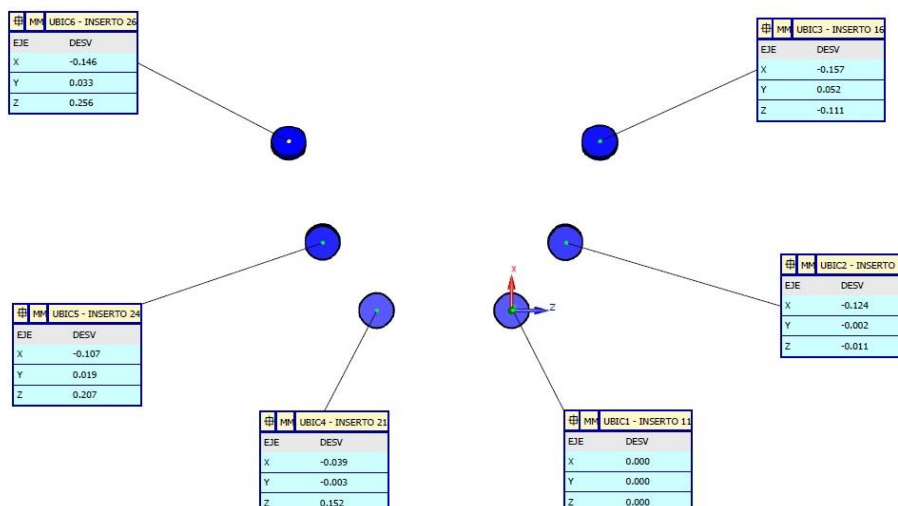
2 / 2



Ditecma		NOMBRE DE PIEZA : Modelo Implante 3				noviembre 11, 2016	
servicio avanzado de medición		NUMERO DE REV :		NUMERO DE SERIE :		CUENTA DE ESTADOS : 1	
#	MM	UBIC1 - INSERTO 11					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	0.000	0.000	0.300	0.300	0.000	0.000	
Y	0.000	0.000	0.300	0.300	0.000	0.000	
Z	0.000	0.000	0.300	0.300	0.000	0.000	
#	MM	UBIC2 - INSERTO 14					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	9.876	10.000	0.300	0.300	-0.124	0.000	
Y	-3.002	-3.000	0.300	0.300	-0.002	0.000	
Z	7.989	8.000	0.300	0.300	-0.011	0.000	
#	MM	UBIC3 - INSERTO 16					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	24.843	25.000	0.300	0.300	-0.157	0.000	
Y	-8.948	-9.000	0.300	0.300	0.052	0.000	
Z	12.889	13.000	0.300	0.300	-0.111	0.000	
#	MM	UBIC4 - INSERTO 21					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	-0.039	0.000	0.300	0.300	-0.039	0.000	
Y	-0.003	0.000	0.300	0.300	-0.003	0.000	
Z	-19.848	-20.000	0.300	0.300	0.152	0.000	
#	MM	UBIC5 - INSERTO 24					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	9.892	10.000	0.300	0.300	-0.107	0.000	
Y	-2.981	-3.000	0.300	0.300	0.019	0.000	
Z	-27.793	-28.000	0.300	0.300	0.207	0.000	
#	MM	UBIC6 - INSERTO 26					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	24.854	25.000	0.300	0.300	-0.146	0.000	
Y	-8.967	-9.000	0.300	0.300	0.033	0.000	
Z	-32.744	-33.000	0.300	0.300	0.256	0.000	

Ditecma		NOMBRE DE PIEZA : Modelo Implante 3		noviembre 11, 2016	
servicio avanzado de medición		NUMERO DE REV :		NUMERO DE SERIE :	
				CUENTA DE ESTADOS : 1	

2 / 2



Ditecma		NOMBRE DE PIEZA : Modelo Implante 4					noviembre 11, 2016
servicio avanzado de medición		NUMERO DE REV :		NUMERO DE SERIE		CUENTA DE ESTADS : 1	
#	MM	UBIC1 - INSERTO 11					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	0.000	0.000	0.300	0.300	0.000	0.000	
Y	0.000	0.000	0.300	0.300	0.000	0.000	
Z	0.000	0.000	0.300	0.300	0.000	0.000	
#	MM	UBIC2 - INSERTO 14					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	9.939	10.000	0.300	0.300	-0.061	0.000	
Y	-2.980	-3.000	0.300	0.300	0.020	0.000	
Z	7.960	8.000	0.300	0.300	-0.040	0.000	
#	MM	UBIC3 - INSERTO 16					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	24.873	25.000	0.300	0.300	-0.127	0.000	
Y	-8.958	-9.000	0.300	0.300	0.042	0.000	
Z	12.914	13.000	0.300	0.300	-0.086	0.000	
#	MM	UBIC4 - INSERTO 21					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	0.022	0.000	0.300	0.300	0.022	0.000	
Y	-0.004	0.000	0.300	0.300	-0.004	0.000	
Z	-19.943	-20.000	0.300	0.300	0.057	0.000	
#	MM	UBIC5 - INSERTO 24					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	9.917	10.000	0.300	0.300	-0.083	0.000	
Y	-2.985	-3.000	0.300	0.300	0.015	0.000	
Z	-27.863	-28.000	0.300	0.300	0.137	0.000	
#	MM	UBIC6 - INSERTO 26					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	24.863	25.000	0.300	0.300	-0.137	0.000	
Y	-8.946	-9.000	0.300	0.300	0.054	0.000	
Z	-32.820	-33.000	0.300	0.300	0.180	0.000	

Ditecma		NOMBRE DE PIEZA : Modelo Implante 4		noviembre 11, 2016
servicio avanzado de medición		NUMERO DE REV :	NUMERO DE SERIE	CUENTA DE ESTADS : 1

2 / 2

