



**TESIS DOCTORAL**

**ANÁLISIS DE LA PRECISIÓN EN LA  
COLOCACIÓN DE IMPLANTES DENTALES  
OSTEOINTEGRADOS CON GUÍAS  
ESTEREOLITOGRAFICAS BASADO EN LA  
EXPERIENCIA DEL CIRUJANO**

---

MARÍA DE LOS ÁNGELES FERNÁNDEZ GIL

**PROGRAMA DE DOCTORADO EN BIOMARCADORES DE SALUD Y ESTADOS  
PATOLÓGICOS**

**Conformidad de los Directores:**

Fdo. D. Virginio Enrique García Martínez.

Fdo. D. José Carlos Moreno Vázquez

2019



A mis padres

A Irene, Joseka, Johnny, Mery y Ale

A José Carlos









## AGRADECIMIENTOS

---

En primer lugar, quiero agradecer a mis directores de tesis Virginio García Martínez y José Carlos Moreno Vázquez todo su apoyo y su paciencia a la hora de elaborar esta tesis. Han sido guía y aliento.

A Miguel González Velasco por realizar el análisis estadístico de este trabajo, así como por sus enriquecedoras apreciaciones y por su disponibilidad.

A José Carlos por su apoyo y empuje constantes. Esta tesis no podría haberse hecho sin sus ideas y sus conocimientos. Gracias por animarme, por estimularme, por sostenerme y por acompañarme.

A Irene, mi hija, mi tesoro. Con ella he conocido lo que es el amor.

A mis "niños" Joseka, Johnny, María, Irene y Alejandro porque me llenan de alegría, energía y amor y por la motivación que supone compartir la vida con ellos.

Mi agradecimiento especial a las doctoras M<sup>a</sup> Isabel Torres Sánchez, Teresa Berrocal Frutos y Arantxa Royo Orejas. Han sido mis mentoras iniciándome en este mundo de la radiología. Ellas me enseñaron los primeros pasos del camino y se han convertido en parte de mi familia. Han sido y son mi modelo.

A mi amigo Juan Pablo Alejo González por estar siempre ahí y por regalarme su amistad y la de su familia.

A mis compañeras, y sin embargo amigas, Victoria González Montaña, María Leo Barahona y Susana Arenas Moreno. Con ellas cada día es amable y estimulante. Compañeras de trabajo y de vida.

A Sweden & Martina que proporcionaron los materiales y herramientas utilizados en este trabajo.

A Nemotec cuyas herramientas de software hemos utilizado para la medición de la precisión en este trabajo.

A los doctores que participaron en este estudio: P. Avilés, J. Birbe, L. Bisson, B. Bravo, J. Calvo, C. Gallego, J. Galván, C. García, C. Lorenzo, J.M. Rubio, J. Rueda, J. Murillo, H. Serrano, J.C. Moreno y J. Somoza



# TABLA DE CONTENIDOS

---

# TABLA DE CONTENIDOS

---

---

<b>INTRODUCCIÓN Y PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....</b>	<b>15</b>
<b>OBJETIVOS .....</b>	<b>19</b>
<b>INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>23</b>
<b>RECUERDO HISTÓRICO .....</b>	<b>23</b>
EL IMPLANTE OSTEOINTEGRADO .....	23
RADIOLOGÍA E IMPLANTOLOGÍA.....	26
Radiografías apicales .....	27
Ortopantomografía .....	30
Tomografía Computarizada -Dentascan- .....	33
FÉRULAS RADIOLÓGICAS PARA LA TC .....	36
TOMOGRFÍA COMPUTARIZADA DE HAZ CÓNICO (CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY, CBCT).....	39
<b>CIRUGÍA ASISTIDA POR ORDENADOR.....</b>	<b>45</b>
ESTEREOLITOGRAFÍA .....	45
CONCEPTO DE CIRUGÍA ASISTIDA POR ORDENADOR.....	49
PLANIFICACIÓN COMPUTARIZADA EN IMPLANTOLOGÍA.....	50
TIPOS DE GUIAS ESTEREOLITOGRAFICAS .....	52
<b>ESTUDIOS DE PRECISIÓN .....</b>	<b>58</b>
DEFINICION DE PRECISION .....	58
FACTORES QUE AFECTAN A LA PRECISION EN LA COLOCACIÓN DE IMPLANTES DENTALES .....	59
Errores en la obtención de la imagen.....	63
Errores en el procesado de las imágenes con el software de planificación. ....	66
Error en la fabricación de la guía.....	68

Error intrínseco de la guía .....	70
Error en la técnica quirúrgica .....	72
El error humano. ....	75
<b>MATERIAL Y MÉTODO .....</b>	<b>79</b>
PARTICIPANTES EN EL ESTUDIO .....	79
PLANIFICACIÓN DE LOS MODELOS .....	80
PLANIFICACIÓN DE LOS IMPLANTES .....	81
GUÍA QUIRÚRGICA.....	82
PROCESO DE FABRICACIÓN .....	83
INSERCIÓN DE LOS IMPLANTES .....	83
ANÁLISIS DE LA DEFORMIDAD DE LA GUÍA .....	86
EVALUACIÓN DE LA POSICIÓN DE LOS IMPLANTES Y MÉTODO DE MEDIDA: .....	86
PARÁMETROS EVALUADOS .....	89
ANÁLISIS DE LOS DATOS.....	89
<b>RESULTADOS .....</b>	<b>95</b>
<b>DISCUSIÓN .....</b>	<b>125</b>
<b>CONCLUSIONES .....</b>	<b>155</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>159</b>
<b>ABREVIATURAS.....</b>	<b>183</b>
<b>ÍNDICE DE TABLAS .....</b>	<b>185</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS.....</b>	<b>187</b>
<b>ÍNDICE DE GRÁFICOS.....</b>	<b>189</b>
<b>ANEXO I.....</b>	<b>193</b>
<b>ANEXO II.....</b>	<b>205</b>



# INTRODUCCIÓN Y PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA



# INTRODUCCIÓN Y PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

---

La cirugía guiada es una innovación reciente en implantología oral que difiere sustancialmente de la colocación de implantes tradicional. Teniendo como base la tomografía computarizada (TC)<sup>1</sup>, el software de planificación tridimensional (3D) y la tecnología CAD/CAM<sup>2</sup> (Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacturing), las imágenes de la TC pueden convertirse en un modelo virtual 3D del área que se va a tratar lo que el cirujano puede usar para una planificación preoperatoria eligiendo la situación más adecuada para los implantes y evitando cualquier daño a estructuras anatómicas de alto riesgo. Es importante colocar los implantes con la mayor precisión posible por razones funcionales y estéticas, así como para evitar complicaciones quirúrgicas tales como el daño nervioso, sangrado o perforación de la cavidad sinusal, el suelo nasal o el hueso cortical. Cuanto más preciso sea el sistema de guía, mejores serán los resultados finales y dentro de este proceso, la habilidad, el entrenamiento y la experiencia del cirujano juegan papel importante (Hinckfuss, Conrad, Lin, Lunos, & Seong, 2012).

El esquema de planificación puede ser transferido al campo quirúrgico real de una manera precisa ya sea con una guía estereolitográfica (que dirige la secuencia de fresado y la inserción del implante) o con sistemas de navegación dinámica (Gillot et al., 2014; Gillot, Noharet, & Cannas, 2010; M. Soares et al., 2012; Steenberghe et al., 2005; Van Assche, Van Steenberghe, Quirynen, & Jacobs, 2010). La implantología guiada con sistema estático requiere que el

---

<sup>1</sup> TC: Tomografía Computarizada

<sup>2</sup> CAD/CAM: Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacturing

cirujano siga una secuencia de trabajo minuciosa y la acumulación de pequeños errores en cada paso del proceso puede contribuir a la desviación final del implante desde la posición prevista. Esta pérdida de precisión es acumulativa y corresponde a la suma de los siguientes errores individuales: [1] errores en la obtención de imágenes y datos de procesamiento; [2] errores en la producción de la guía; [3] errores durante la colocación de la guía y movimiento de la guía durante el fresado; [4] errores derivados del tipo de soporte utilizado para la guía (apoyo mucoso con o sin tornillos de fijación, apoyo óseo o dental); [5] errores secundarios a la naturaleza y estructura del hueso; [6] Errores mecánicos causados por el espacio entre el taladro y el cilindro guía (tolerancia) y [7] errores humanos, tales como el uso de la fresa o del transportador correctos (Valente, Schirotti, & Sbrana, 2009).

La primera referencia a la exactitud de las guías estereolitográficas fue publicada por Sarment en 2003 (Sarment, Sukovic, & Clinthorne, 2003). Hasta la fecha, numerosos estudios han sido publicados sobre la precisión de la implantología guiada incluyendo cada uno de los pasos del proceso (Sarment et al., 2003; Tahmaseb, Wismeijer, Coucke, & Derksen, 2014). Aunque hay abundante literatura sobre la precisión de las diferentes guías, pocos estudios han examinado las diferencias entre las diferentes guías minimizando otros factores y riesgos o agrupándolos de una manera que iguale, anule o minimice su influencia (Cushen & Turkyilmaz, 2013; Hinckfuss et al., 2012; Jung et al., 2009; Tahmaseb et al., 2014).

Actualmente, la implantología se ha expandido hasta un punto en que es realizada tanto por dentistas generales, como por expertos periodontistas y cirujanos orales y maxilofaciales. Sin embargo, no todos los profesionales tienen la misma capacidad y nivel de habilidad. Aquí es donde los sistemas de guía pueden ser útiles ya que pueden ayudar a aumentar la precisión y podrían reducir el riesgo de complicaciones quirúrgicas, prostodónticas o estéticas.

OBJETIVOS



## OBJETIVOS

---

El objetivo de este estudio es analizar si el nivel de experiencia del cirujano es un factor determinante en el resultado final de la cirugía guiada y si un sistema de guía es seguro independientemente del nivel de habilidad y experiencia del cirujano.

La hipótesis nula es que no hay diferencias en la precisión en la colocación de implantes con cirugía guiada entre cirujanos con distintos niveles de experiencia.





# INTRODUCCIÓN Y ESTADO DE LA CUESTIÓN



# INTRODUCCIÓN

---

## RECUERDO HISTÓRICO

---

### EL IMPLANTE OSTEOINTEGRADO

Un implante es un dispositivo médico fabricado para reemplazar una estructura biológica ausente, suplantar a una estructura dañada, o mejorar una estructura existente. Los primeros en ser descritos se utilizaron en traumatología para estabilizar fracturas óseas (el pin de Steineman y los Clavos de Kirschner) (Rodas Rivera, 2014)

Desde 1911 a 1922 se patentaron diferentes fórmulas de acero inoxidable (Strauss & Marrer), acero-cromo (Brearley), acero inoxidable-molibdeno-carbono (Strauss) que los traumatólogos utilizaban para inmovilizar fracturas óseas. Estos materiales dejaban secuelas por corrosión dentro del organismo de algunos pacientes lo que tenía efectos tóxicos. En 1932 Erdle y Prange patentaron el Vitallium (CoCrMo 65, 30,5%), aleación exenta de hierro, que fue considerada ideal, no corrosiva y biocompatible (D'Ambrosia, 2000).

En 1940 un estudio en fémur de gatos comparó la corrosión del Vitallium (gold estándar) respecto a otros metales, entre ellos el titanio. Histológica y radiográficamente el titanio produjo menos efecto inflamatorio y corrosivo comparado con el Vitallium. Este estudio describe la característica inédita del titanio de "soldarse" al hueso (Bothe, Beaton, & Davenport, 1940).

En 1941 el sueco Gustav Dahl usó implantes sub-periósticos en pacientes edéntulos totales, que consistían en dispositivos de Vitallium que se asentaban sobre hueso y tenían pilares que atravesaban la mucosa y servían de soporte a las prótesis dentales (Sullivan, 2001).

En 1942 Schinz y Oppenheimer describieron los efectos cancerígenos en animales de laboratorio producidos por algunos metales (oro, plata), aleaciones con contenido de Fe (aceros inoxidable) y el Vitallium (D'Ambrosia, 2000).

En 1951 el norteamericano Leventhal insertó 80 tornillos de titanio en fémur de ratas, evaluándolos histológicamente después de 6, 12 y 16 semanas y describió la fuerza necesaria para retirar los tornillos comparándola con la fuerza inicial que se usó para ajustarlos. A las 16 semanas el tornillo estaba tan ajustado, que para retirarlo se tuvo que fracturar el fémur de las ratas. En los cortes histológicos el trabeculado óseo fue normal. Este artículo cuenta también que se implantó en el tejido subcutáneo de los conejos placas cuadradas de titanio de 2,5 cm de lado con espesor de 0,1mm, así como aleaciones inoxidable, con contenido de Fe y también placas de Vitallium. Histológicamente no se evidenció reacción inflamatoria en la muestra de titanio, sin embargo, si hubo reacción inflamatoria con las aleaciones inoxidable y con el Vitallium. La conclusión fue que el titanio era un metal ideal en los casos en que no era necesario retirarlo y se publicó que en humanos se podía usar sin consecuencias negativas (Leventhal, 1951; Rodas Rivera, 2014).

Por todo ello, se puede concluir que, en oposición a la idea generalizada, no fue Branemark sino Bothe en 1940 y Leventhal en 1951, ambos de EEUU, los primeros en publicar las características biológicas del titanio, que son la biocompatibilidad, ya que no reaccionan con los tejidos y la cualidad de unirse íntimamente al hueso llegando a una fusión total aproximadamente a los 4 meses (Rodas Rivera, 2014).

En 1956, conocedor de los efectos corrosivos de las "aleaciones inoxidable" y del Vitallium, el sueco Per-Ingvar Branemark de la Universidad de Lund en su tesis de doctorado titulada "Microscopia vital de la función de la médula ósea en la cicatrización y regeneración del hueso en peroné de conejos", mandó confeccionar un dispositivo transóseo de titanio para sujetar las lentes para

poder realizar la microscopía vital. Al concluir su trabajo e intentar retirar estos dispositivos transóseos de titanio, tuvo dificultad ya que estaban integrados al hueso y pensó que una utilidad práctica para esta cualidad del titanio era usarla para sostener las dentaduras postizas de pacientes edéntulos (Sullivan, 2001). En 1959 Branemark, en la Universidad de Gothenburg (Suecia), realizó dos estudios con microscopia vital en humanos titulados: "Formación y liberación de eritrocitos en los sinusoides de la médula ósea" y "Circulación en la piel de humanos", utilizando en sus trabajos experimentales dispositivos de titanio para soportar las lentes del microscopio Vital (similares a los que usó en conejos) tanto en tejidos blandos como en hueso en alumnos universitarios voluntarios y demostró la reacción inflamatoria nula del titanio en la piel y la tendencia a la osteointegración en el hueso, término acuñado por Branemark para esta cualidad de la unión íntima con el hueso (Rodas Rivera, 2014; Sullivan, 2001). En 1960 Branemark diseñó prototipos de implantes con el ingeniero Richard Skalak del Instituto Politécnico de Chalmers proyectando el uso de estos implantes para sostener las dentaduras postizas de pacientes desdentados. Inició la fase experimental en perros (4). En 1965, después de años de pruebas, Gösta Larsson se convirtió en el primer paciente edéntulo al que se le colocaron implantes dentales. Desde 1965 hasta 1975 Branemark completó las diferentes fases de la investigación colocando diferentes implantes en pacientes edéntulos.

En 1975 el "Consejo Nacional Sueco de Salud y Bienestar" (Swedish National Health and Welfare Board) aprobó el uso de "puentes anclados en hueso mandibular" como tratamiento complementario a la prótesis convencional. En 1976 la empresa farmacéutica Nobel Pharma obtuvo los permisos y autorización por el sistema nacional de salud sueco (Swedish National Health Insurance System SNHIS) para la fabricación y comercialización de implantes (Rodas Rivera, 2014; Sullivan, 2001).

En 1978 el odontólogo canadiense George Zarb fue el primer extranjero graduado en Suecia como "Experto en el Sistema Branemark" (4). En 1982 Zarb organizó la Conferencia de Toronto donde Branemark explicó el proceso de unión del hueso al titanio utilizando por primera vez el término "osteointegración".

Branemark definió la Osteointegración, como "una conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo y la superficie de un implante sometido a carga funcional", produciéndose una unión mecánica directa y estable, sin interposición de tejido conectivo identificable con microscopio óptico, y, por tanto, sin movilidad (Adell, Lekholm, Rockler, & Branemark, 1981).

Del mismo modo estableció los principios básicos de la cirugía de implantes que debía ser atraumática, en dos fases, con el implante sumergido durante el periodo de osteointegración y libre de cargas (Adell et al., 1981; Albrektsson, Branemark, Hansson, & Lindström, 1981; Branemark et al., 1977). Sin embargo, actualmente, estos principios han sido modificados con la experiencia científica acumulada después de más de 50 años de uso clínico relativizando la necesidad de osteointegración sumergida y la carga retardada.

## **RADIOLOGÍA E IMPLANTOLOGÍA**

Una vez conocida la biología de la osteointegración, los esfuerzos comienzan a centrarse en obtener la mejor posición del implante desde el punto de vista protético. Tras la aparición de los primeros trabajos sobre el uso clínico de los implantes osteointegrados comenzó a estudiarse la influencia de la posición del implante respecto de la prótesis. Si la ubicación del implante era desfavorable, se vio que podía producir cargas anómalas en la prótesis que se podían transmitir al hueso, demostrándose que esto podía tener un efecto perjudicial sobre implantes ya osteointegrados, siendo responsable de una reabsorción ósea alrededor del implante (Roberts, Garetto, & DeCastro, 1989; Uthoff &

Germain, 1977). De este modo, comenzó a darse importancia a la colocación favorable del implante no sólo desde un punto de vista anatómico sino también desde un punto de vista protético para un mejor pronóstico funcional y estético. La comprensión de la importancia de conciliar el mejor hueso disponible con la mejor posición desde un punto de vista protético dio lugar al concepto de cirugía guiada por la prótesis (Sharma, Pandey, Vartak, & Bondekar, 2016). A partir de ese momento el estudio radiológico del paciente debía determinar, no sólo si existía hueso suficiente para colocar el implante, sino si había hueso disponible en la posición óptima desde un punto de vista protético. Hasta entonces el implante se colocaba donde había hueso suficiente para hacerlo y se intentaba instalar una prótesis de la mejor manera posible en función del lugar donde estuviera colocado el implante, con unos resultados estéticos y funcionales mejorables. La aparición del concepto de la cirugía guiada por la prótesis supuso la toma de conciencia de planificar los implantes teniendo en cuenta la posición futura de los dientes protéticos para lo cual fue decisivo el progreso de las técnicas de radiodiagnóstico.

El descubrimiento de los rayos X en 1895 por Wilhelm Conrad Roentgen cambió el mundo (Busch, 2016). Se puede decir que la radiología y concretamente la Tomografía Computarizada (TC) es una de las bases de la implantología pues permite el análisis del maxilar y la mandíbula del paciente permitiendo la planificación de los implantes y la transferencia de la planificación a la cirugía.

## **RADIOGRAFÍAS APICALES**

Es la técnica más comúnmente empleada en odontología, siendo de elección en patología dental y periodontal dada su disponibilidad para el clínico y su bajo coste. El examen radiológico se efectúa mediante películas situadas en el interior de la boca del paciente. Estas radiografías proporcionan evidencia de la presencia de patología ósea, dan información sobre la localización

aproximada de estructuras anatómicas en relación con el lugar donde se quiere colocar el implante (ej. Seno maxilar) y estima la calidad del hueso trabecular. Algunas veces, dependiendo de la localización de la película o de la angulación del haz de rayos pueden incluso estimar el hueso cortical. Sin embargo, debido a que la película raramente puede colocarse paralela al proceso alveolar y que la distancia adecuada de la película es difícil de estandarizar, las radiografías periapicales no aportan una valoración precisa de la dimensión vertical del hueso o la posición precisa de estructuras anatómicas críticas. Además, las radiografías periapicales no dan información sobre la dimensión facial-lingual y horizontal del proceso alveolar (Frederiksen, 1995). Por tanto, en implantología su uso prequirúrgico es bastante escaso, dado que demuestra una zona muy limitada, pudiendo utilizarse para la colocación de implantes unitarios, siempre y cuando no se sospeche atrofias o defectos del proceso alveolar, dada su falta de valoración de la anchura buco-lingual del mismo. Tampoco debe utilizarse como único método cuando nos situemos en la proximidad de determinadas estructuras anatómicas, como el canal mandibular, que son mal demostradas (Pharoah, 1993). Klinge y cols estudiaron la localización del canal mandibular comparando imágenes macroscópicas (en mandíbulas desarticuladas de cadáver) con radiografías convencionales (radiografías periapicales, tomografía y ortopantomografía) y con TC. El canal pudo identificarse en el 94% de las imágenes de TC mientras que su identificación fue del 53% en las radiografías periapicales, del 39% en las tomografías convencionales y del 17% en las ortopantomografías. Concluyeron que las radiografías convencionales dan menos información que la TC a la hora de identificar el canal mandibular. La TC permite la demostración del canal mandibular en relación con la cresta alveolar y también en la dirección buco-lingual (Klinge, Petersson, & Maly, 1989).





FIGURA 1. RADIOGRAFÍA PERIAPICAL

Debe emplearse la técnica periapical de cono largo o de paralelismo, en la que la placa radiológica es paralela al eje mayor del diente y perpendicular al rayo pudiendo ser utilizada para descartar lesiones dentales o del periodonto de las piezas cercanas a la zona del implante siendo también una técnica importante para comprobar el grado de osteointegración tras la cirugía (Reddy & Wang, 1999).

La valoración de la osteointegración de un implante es principalmente clínica, pero la radiología puede aportar información. Así, la radiolucencia peri-implante y la pérdida de hueso en altura de más de un tercio de la longitud del implante o más de 2 mm en cinco años se han postulado como signos de fracaso en la osteointegración (Clavero Torrent, 2004).

## ORTOPANTOMOGRAFÍA

La ortopantomografía o radiografía panorámica juega un papel esencial en la evaluación inicial de las dimensiones óseas y para descartar patología asociada. Se trata de una técnica que permite en una sola imagen la visión de la totalidad del sistema dentomaxilar y de las estructuras vecinas, así como de las cavidades sinusales maxilares.

Se basa en el empleo de un haz de rayos estrecho y rotatorio y una película en movimiento delimitándose un plano o área nítida bien definida (pasillo focal) que coincide con las arcadas maxilar y mandibular. La magnificación, siempre presente, resulta un problema importante para efectuar mediciones. Ésta es más acusada en el plano horizontal que en el vertical. Debemos conocer si nuestro equipo tiene un factor de magnificación vertical conocido, puesto que hoy en día existen aparatos dotados del mismo (habitualmente entre el 25-30%), lo que permitirá realizar mediciones de la altura ósea disponible. Para esto resulta muy útil el uso de plantillas transparentes de los implantes con sus tamaños magnificados en la misma proporción que la radiografía panorámica. No obstante, hay que ser muy escrupuloso en la colocación del paciente, pues pequeños desplazamientos o también alteraciones morfológicas del maxilar o de la mandíbula pueden variar significativamente estas magnificaciones (Reddy, Mayfield-Donahoo, Vanderven, & Jeffcoat, 1994; Reddy & Wang, 1999). En ocasiones, para evitar este problema, el paciente acude a realizarse la ortopantomografía con una férula portadora de marcadores metálicos de dimensiones conocidas.

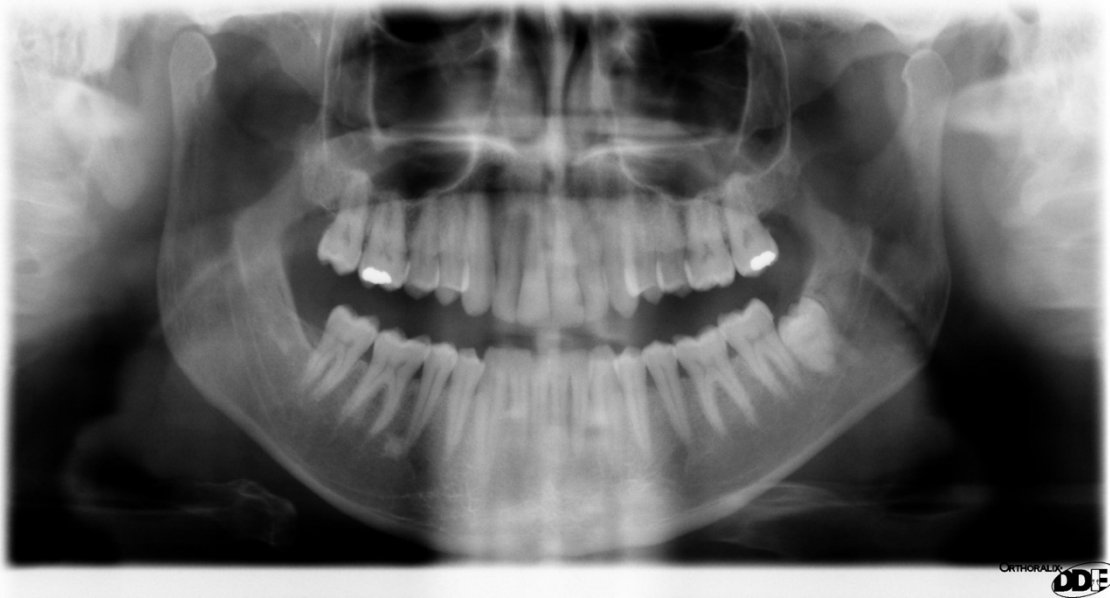


FIGURA 2. ORTOPANTOMOGRAFÍA O RADIOGRAFÍA PANORÁMICA

Además de estos problemas descritos, la ortopantomografía no valora la anchura buco-lingual del proceso alveolar ni las irregularidades de la cresta alveolar. Resulta asimismo insuficiente en la valoración de la calidad ósea (Wyatt & Pharoah, 1998). Se trata pues de una técnica ideal para la valoración radiológica inicial y que algunos implantólogos utilizan y preconizan como único método de diagnóstico por imagen en aquellos casos en los que, mediante esta técnica, se demuestra una altura suficiente y, clínicamente, se ha comprobado una anchura ósea adecuada (BouSerhal, Jacobs, Quirynen, & van Steenberghe, 2002; Dula, Mini, Van der Stelt, & Buser, 2001).

Debido a sus principios físicos de adquisición de la imagen: el foco de la proyección en el plano vertical es diferente del foco en el plano horizontal. Ello se produce ya que en el plano vertical la fuente efectiva de proyección es la mancha focal del tubo de rayos x mientras que en el plano horizontal la fuente efectiva es el centro de rotación del haz de rayos x. La magnificación del plano vertical coincide con la profundidad del objeto ya que hay una distancia

constante entre el foco y la película o el foco y los detectores. La magnificación en el plano horizontal sin embargo varía considerablemente debido a la distancia cambiante entre el centro de rotación y la película y la tasa de cambio del movimiento de la película con respecto al haz de rayos x. Como resultado, las dimensiones verticales y horizontales obtenidas de imágenes panorámicas pueden no representar las dimensiones reales en una ubicación particular dentro de los arcos dentales. Por el mismo motivo, también pueden ser inconsistentes entre diferentes ubicaciones en las arcadas. Por estas razones, la magnificación de las dimensiones en el plano vertical es igual a la del plano horizontal cuando las arcadas dentales están correctamente colocadas. Esto condiciona problemas clínicos ya que es difícil colocar al paciente de forma correcta, especialmente a los pacientes edéntulos (los equipos tienen una ranura para morder con los dientes que coloca el centro del canal focal en la región anterior). En los pacientes edéntulos es recomendable realizar la ortopantomografía con la dentadura postiza que además da información de la estabilidad de la mandíbula y su oposición con el maxilar. Otro principio de la ortopantomografía que debe ser tenido en cuenta es la angulación vertical negativa del haz de rayos con respecto al plano oclusal. En el arco maxilar la angulación oblicua del haz de rayos sobre el proceso alveolar puede producir una representación inexacta de la relación del borde inferior de la fosa nasal y del seno maxilar con la cresta alveolar. En la mandíbula el haz de rayos se dirige más perpendicular sobre el proceso alveolar que en el maxilar. Esto es por la inclinación lingual del proceso alveolar en la región posterior y en el cuerpo de la mandíbula. La interpretación del hueso disponible en la mandíbula puede ser más complicado en casos de una resorción alveolar extensa en aquellos pacientes con torus mandibular. En tales circunstancias la imagen del torus puede proyectarse superiormente sobre la cresta alveolar dando al clínico la impresión errónea de que hay hueso disponible de forma adecuada para la

colocación del implante. Lo más importante es recordar que la radiografía panorámica es una técnica radiográfica bidimensional y no puede proveer al clínico información de la dimensión facial-lingual o de la dimensión del proceso alveolar (Fredholm, Bolin, & Andersson, 1993). Esto hace que haya casos en los que puede parecer que hay suficiente hueso para la colocación de un implante en la imagen panorámica y en realidad puede haber poco hueso para colocar un implante cuando se ve el lugar en un corte perpendicular (Frederiksen, 1995). La ortopantomografía es más útil en la fase de diagnóstico preliminar que en la fase de planificación. Con la ortopantomografía se puede ver la presencia o ausencia de patología, aporta indicaciones sobre la relación espacial de las estructuras anatómicas y su participación en el proceso alveolar y permite al clínico observar las relaciones de estabilidad de la mandíbula. Sin embargo, para determinar de forma precisa la calidad y cantidad el hueso disponible se necesitan técnicas de imagen más sofisticadas (Frederiksen, 1995).

La ortopantomografía, del mismo modo que la radiografía periapical, tiene dos claras limitaciones en el diagnóstico implantológico que se deben a su naturaleza bidimensional y a la presencia de magnificación y distorsión, las cuales impiden al clínico tener una idea precisa de la anatomía ósea desde un punto de vista cuantitativo y cualitativo. Ello se hace posible con la aparición de la Tomografía Computarizada.

### **TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA -DENTASCAN-**

Basado en la generación de los rayos X, en 1972, Godfrey Hounsfield y Allan Cormack (que compartieron el Premio Nobel de Medicina en 1979) inventaron la Tomografía Axial Computarizada (TAC) que se basaba en la adquisición radiográfica de una misma estructura desde múltiples ángulos y direcciones. Desde entonces hasta hoy en día la técnica de Tomografía Computarizada (TC) ha experimentado un considerable desarrollo y evolución pudiendo escanear el

cuerpo humano en menos tiempo, con mayor resolución y con menor dosis de radiación, permitiendo realizar estudios dinámicos y de cuantificación y análisis de composición de tejidos (Busch, 2016).

Al principio, los escáneres hacían cortes transversales del cuerpo de un grosor determinado dejando una parte del cuerpo sin escanear hasta el corte siguiente que se realizaba tras el movimiento de la mesa que portaba al paciente. En los años 80 se desarrolló la técnica hasta realizar cortes contiguos con un cierto solapamiento de estos que fue llamado Tomografía Computarizada Helicoidal. En este punto ya se tenía la resolución necesaria para ver el borde cortical del canal alveolar inferior y el hueso trabecular medular dentro de la mandíbula y del maxilar. Esto hizo posible la aplicación de la TC al examen prequirúrgico del paciente que iba a recibir un implante. Se hicieron intentos para hacer directamente cortes coronales y sagitales con TC similares a los que se hacían con la tomografía que no fructificaron pues se necesitaba que el paciente se colocara con la cabeza en hiperextensión para posicionar la estructura en el plano coronal o sagital paralelo al haz de rayos lo que además producía muchos artefactos secundarios a los empastes metálicos. Además, esta técnica no producía imágenes transversales verdaderas del área de los caninos debido a la curvatura de la mandíbula y el maxilar y ello condicionaba una sobreestimación del hueso en esas zonas (Quirynen et al., 1990). Estas deficiencias condujeron al desarrollo de software capaces de reformatear los datos adquiridos con la TC en el plano axial en planos múltiples y verdaderas imágenes transversales de las mandíbulas. Este tipo de manipulación se llamó reformateo multiplanar o reconstrucciones MPR (Multiplanar Reconstruction). La reconstrucción multiplanar diseñada específicamente para el estudio prequirúrgico de la mandíbula y maxilar para la colocación de implantes osteointegrados se introdujo en la segunda mitad de los años 80.

En 1987 y 1988 Stephen L. G. Rothman y Melvyn S. Schwartz publicaron varios artículos sobre un nuevo programa de software que generaba cortes tomográficos panorámicos y oblicuos reformateados a partir de una adquisición axial de tomografía computarizada con cortes finos (Rothman, Chafetz, Rhodes, & Schwartz, 1988). Este software proporcionaba cortes reformateados paralelos o perpendiculares a una línea que demarcaba la curvatura del arco mandibular o maxilar representando verdaderas vistas transversales sobre el hueso curvo. Este software es lo que se conoce como Dentascan y el primero que se desarrolló comercialmente fue DentaScan (General Electric, Milwaukee, Wis.), que constituyó una revolución para la colocación de implantes pues permitía reconocer el curso del canal del nervio dentario inferior y medir la anchura de la cresta alveolar, lo que facilitaba el diseño y la colocación óptima de implantes y prótesis dentales. Hasta ese momento el diagnóstico en implantología se limitaba a la valoración de la disponibilidad ósea vertical con radiografías simples, radiografías panorámicas y tomografías y la disponibilidad ósea transversal con pruebas clínicas (Schwarz, Rothman, Rhodes, & Chafetz, 1987a, 1987b).

La TC tiene diferentes ventajas sobre el resto de los métodos de imagen que generan cortes transversales de la mandíbula y el maxilar. La adquisición es más rápida que la tomografía sobre todo cuando hay que estudiar diferentes lugares para colocar varios implantes. Las imágenes no presentan superposición de estructuras superficiales o profundas al plano de interés. Es la técnica que refleja de forma más precisa la morfología ósea de la región oral (Sonick, Abrahams, & Faiella, 1994). Los inconvenientes de la técnica son que los empastes, coronas, pernos y pilares, cuando son metálicos, producen artefactos y degradan la imagen, así como los movimientos del paciente como por ejemplo los movimientos deglutorios. Es importante que el paciente esté muy quieto y no se mueva ni trague durante la exploración (Frederiksen, 1995).

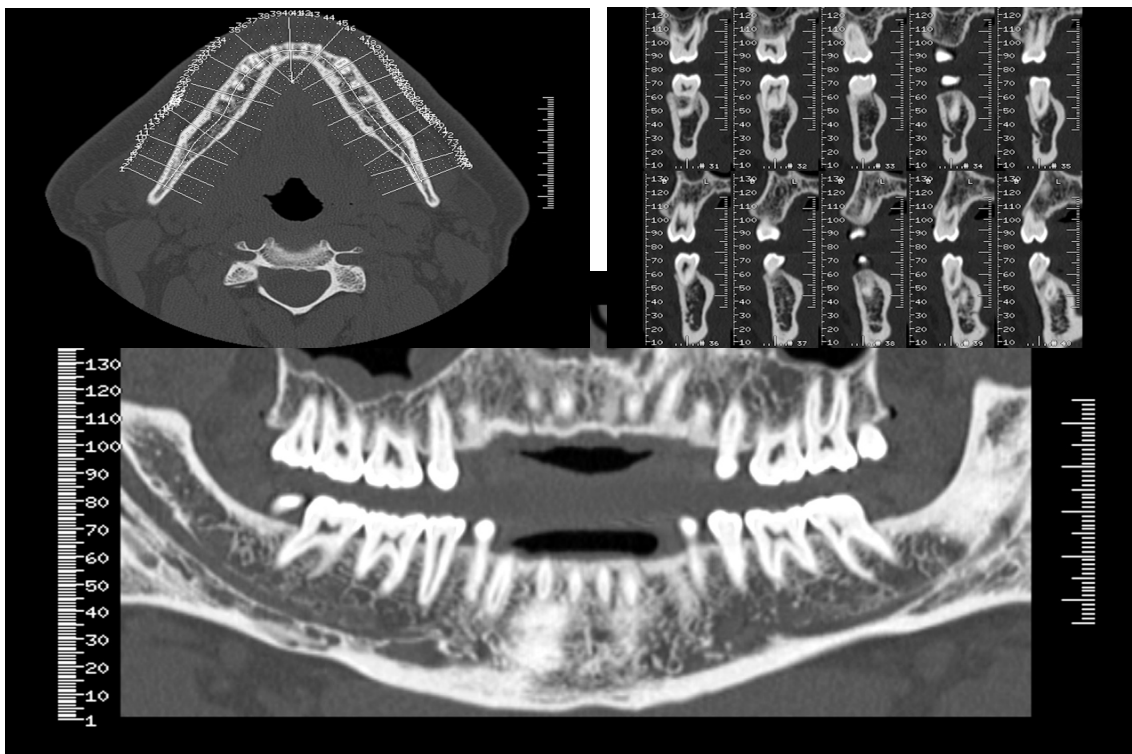


FIGURA 3. CORTES AXIAL, ORTORADIALES Y PANORÁMICO EN EL SOFTWARE DENTASCAN

Tomado de <http://www3.gehealthcare.es/~media/images/product/product-categories/do-not-clone-advanced-visualization/applications/dentascan-plus/image-gallery/aw-dentascan-clinical>

## FÉRULAS RADIOLÓGICAS PARA LA TC

Son férulas con una base acrílica y material radiopaco, realizadas a partir de un encerado diagnóstico (molde tomado por impresión de la boca del paciente y simulación de la prótesis con dientes de cera) que el paciente porta durante la realización de la TC dental. Permiten ver en la TC la posición de la futura prótesis y analizar su relación anatómica con las bases óseas. De esta forma se puede decidir la posición exacta y la inclinación deseada para los implantes. Estas férulas se apoyan en la mucosa o en los dientes remanentes previamente a la exploración. Como marcador radiopaco se recomienda el empleo de sulfato de bario en solución del 15-30%, existiendo dientes radiopacos comercializados para su utilización como férulas para TC. Inicialmente, estas férulas se



reconvertían en ocasiones en férulas quirúrgicas, colocándolas en la boca del paciente durante la cirugía, transportando a la misma toda la información del encerado diagnóstico, la cual se podía referenciar mentalmente a las imágenes de la TC dental y tener intraoperatoriamente una idea aproximada de la anatomía ósea en cada posición de los implantes (Basten, 1995; Israelson, Plemons, Watkins, & Sory, 1992; Mizrahi, Thunthy, & Finger, 1998). Figura 4.

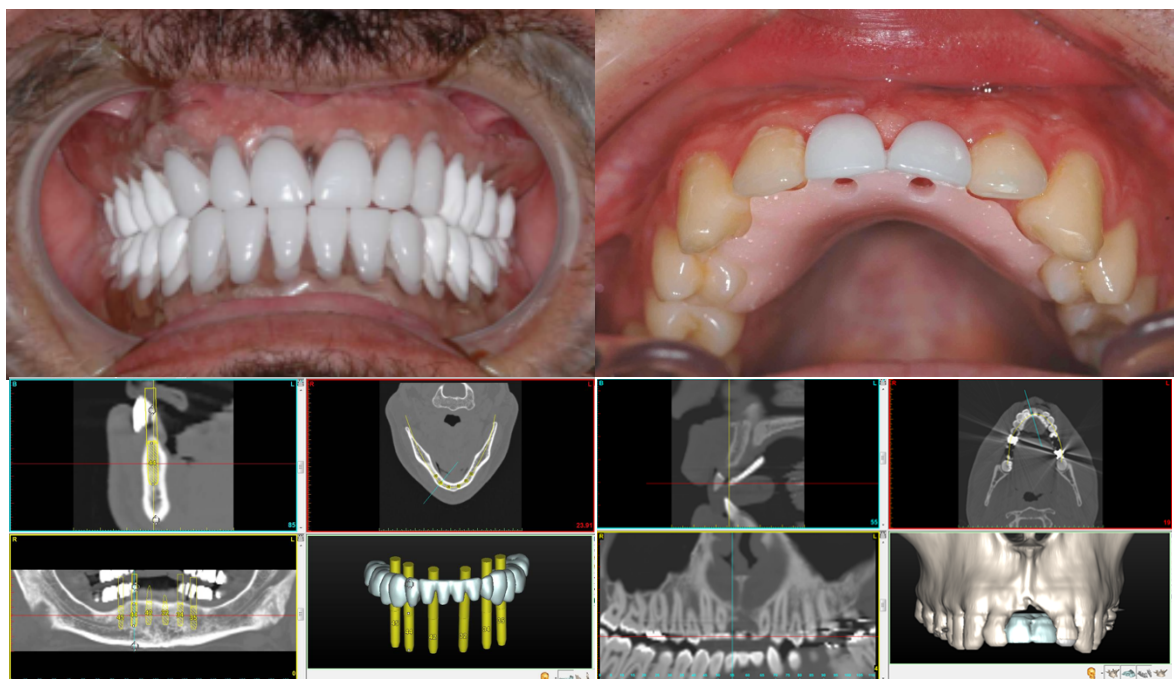


FIGURA 4. FÉRULA RADIOLÓGICA DE BARIO Y RESINA CON BARIO

a) férula radiológica fabricada con dientes de bario disponibles comercialmente. b) férula radiológica de resina mezclada con polvo de bario que puede mezclarse con porcentajes variables. c) imagen radiológica de la férula de la imagen "a" en la que se aprecian los dientes radioopacos y el resto radiolúcido. d) imagen radiológica de la férula de la imagen "b" en la que se aprecian los dientes y la aleta palatina con distinta densidad

La férula radiológica es una herramienta de comunicación entre el equipo quirúrgico y el equipo prostodóntico ya que aporta al cirujano una idea exacta de la posición de la futura prótesis para que él pueda ubicar los implantes en la posición óptima. Para conseguir un buen resultado estético y funcional es conveniente que los ejes de los implantes coincidan con la prótesis y caigan dentro de la circunferencia del plano oclusal del diente (Vercruyssen, Jacobs, Van Assche, & Van Steenberghe, 2008).

El concepto de triángulo de hueso (Triangle of Bone -TOB-) descrito por Scott Ganz en 1995 (Ganz, 1995) se refiere a un árbol de decisión que determina el lugar ideal del implante dentro de los parámetros del hueso existente y la posición deseada del diente. El implante que se va a colocar puede ponerse de forma arbitraria o puede estar rodeado de la mayor cantidad de volumen posible del hueso. Para aplicar el concepto del TOB en un corte transversal se debe dibujar una forma triangular sobre la imagen con las siguientes especificaciones (Figura 5):

1. La primera línea es la base del triángulo que es la parte más ancha y profunda del hueso receptor, paralela al suelo de boca o al del seno maxilar si se ve.
2. Los dos extremos de esa línea se conectan con un punto que se coloca en el centro del hueso de la cresta alveolar en el punto en el que la plataforma del implante va a ser colocada formando un triángulo cuyo vértice se encuentra en el borde de la cresta alveolar en el punto en el que se desea colocar el implante.
3. Una vez que se ha determinado el triángulo el siguiente paso es el ver si existe suficiente hueso dentro (se evalúa el volumen, altura y anchura) de él para recibir el implante. Si existe suficiente hueso se planifica el implante en la posición ideal que debe seguir la dirección de la bisectriz del triángulo. Si no existe hueso suficiente, se puede solventar con

técnicas de aumento de hueso o bien no realizar el tratamiento. Existe cierta libertad en la colocación del implante (dentro del TOB), porque es la posición del diente la que guía y, en última instancia, determina la angulación para una restauración ideal. Por este motivo, la correcta interpretación del TOB requiere siempre la visión en el escáner de la férula radiológica.

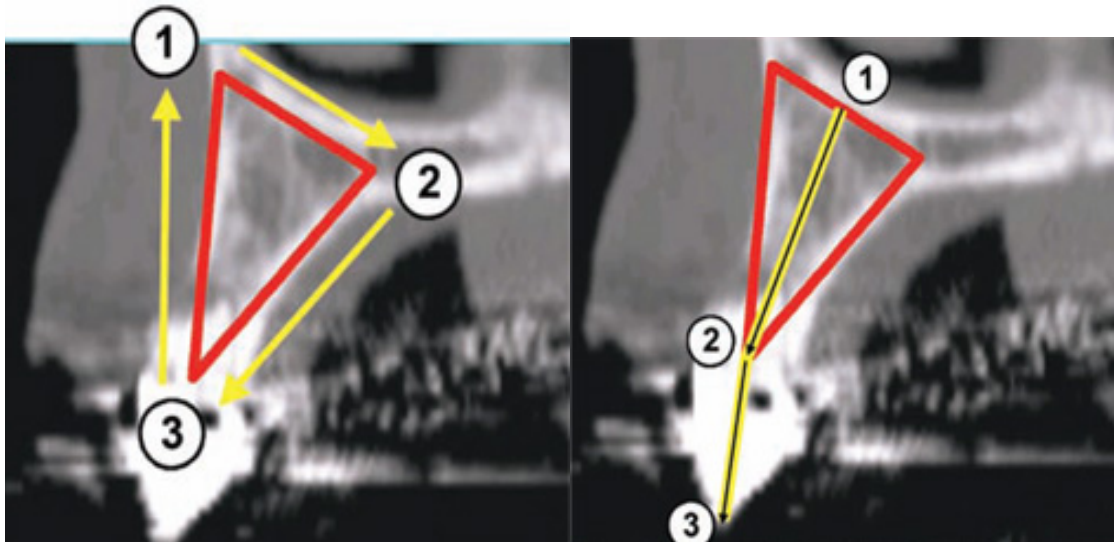


FIGURA 5. CONCEPTO DE TRIANGLE OF BONE

Se puede dibujar un triángulo sobre la imagen con el vértice apuntando al borde libre del hueso. La localización ideal es que el implante siga la dirección de la bisectriz del triángulo como se ve en la línea amarilla de la imagen b que conecta los puntos 1 y 2. En esa localización nos aseguramos de que el implante esté rodeado de la mayor cantidad de hueso posible. Tomado de Ganz (Ganz, 1995)

## **TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HAZ CÓNICO (CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY, CBCT)**

La introducción de la Tomografía Computarizada de haz de cono (Cone-Beam Computed Tomography- CBCT) ha sido un avance determinante en la implantología como herramienta de imagen 3D ya que estos escáneres emiten menos dosis de radiación que los escáneres de tomografía computarizada convencional (Guerrero et al., 2006; Harris et al., 2012; Loubele et al., 2009) (tablas 1 y 2).

	Effective dose ( $\mu\text{Sv}$ )	References
Intra-oral radiograph	<8.3*	European Commission 2004*
Panoramic radiograph	2.7 - 23	Ludlow et al 2006 Okano et al 2009 Silva et al 2008 Palomo et al 2008 Garcia-Silva et al 2008
CT maxillo-mandibular	180 - 2100	Ludlow et al 2006 Okano et al 2009 Silva et al 2008 Loubele et al 2005
CT maxilla	1400	Ludlow et al 2006

TABLA 2 DOSIS EFECTIVA DE IMAGEN DENTAL CONVENCIONAL Y MDCT EN  $\mu\text{SV}$ .

Tomado de SEdentexTC Project. Documento sobre protección radiológica de la Comisión Europea nº 172. Cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology (evidence-based guidelines).

<http://www.sedentext.eu/content/guidelines-cbct-dental-and-maxillofacial-radiology.htm>

Dental CBCT unit	Effective dose ( $\mu\text{Sv}$ )		References	
	Dento-alveolar	Craniofacial	Dento-alveolar	Craniofacial
NewTom	41-75	30-78	Ludlow et al 2003	Ludlow et al 2006 Okano et al 2009 Silva et al 2008 Ludlow et al 2003 Ludlow et al 2008 Mah et al 2003 Tsiklakis et al 2005
Accuitomo/ Veraviewepocs	11-102		Okano et al 2009 Lofthag-Hansen et al 2008 Hirsch et al 2008 Loubele et al 2008	
Galileos		70-128		Ludlow et al 2008
Promax	488-652		Ludlow et al 2008	
Prexion	189-388		Ludlow et al 2008	
i-CAT	34-89	48-206	Roberts et al 2009 Loubele et al 2008	Ludlow et al 2006 Roberts et al 2009 Loubele et al 2008 Ludlow et al 2008 Mah et al 2003
CB MercuRay	407	283-1073	Ludlow et al 2008	Ludlow et al 2006 Okano et al 2009 Ludlow et al 2008
Illuma		98-498		Ludlow et al 2008

TABLA 1. RANGO DE DOSIS EFECTIVA DE CBCT DENTAL EN  $\mu\text{SV}$

Basado en los resultados de diferentes estudios divididos según la longitud del FOV en dento-alveolar (FOV más pequeño que la región facial: maxilar o mandibular) y craneofacial (el FOV incluye al menos la mandíbula y el maxilar).

Tomado de SEdentexTC Project. Documento sobre protección radiológica de la Comisión Europea nº 172. Cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology (evidence-based guidelines).

<http://www.sedentext.eu/content/guidelines-cbct-dental-and-maxillofacial-radiology.htm>

Mozzo y Procacci del departamento de Física Médica y Radiología del hospital Universitario de Verona (Italia) publicaron en 1998 la primera máquina de Tomografía Computarizada con haz de rayos cónico (CBCT) dedicada a imagen dento-maxilo-facial. La nueva máquina se llamaba NewTom-9000 (Quantitative Radiology, Verona, Italy) y usaba un haz de rayos con forma de cono que realizaba una rotación de 360° alrededor del eje vertical de la cabeza del paciente durante la cual se realizan una serie de exposiciones (generalmente 1 exposición en cada grado del giro) que generan una serie de datos brutos usados para reconstruir el volumen examinado que era un cilindro de 15 cm de alto con un diámetro de 15 cm (Mozzo, Procacci, Tacconi, Tinazzi Martini, & Bergamo Andreis, 1998).

Esta primera unidad era de gran tamaño y la exploración se hacía con el paciente tumbado. En el intento de reducir el tamaño además de hacerlo más asequible para ser instalado en centros dedicados a la odontología y a la cirugía oro-dento-maxilo-facial los modelos fueron evolucionando y aparecieron otras unidades de otras marcas con tamaño más reducido y en las que el paciente se exploraba sentado (Abramovitch & Rice, 2014) (figura 6).



FIGURA 6. I-CAT

Modelo empleado en el estudio (Imagen promocional de Imaging Sciences Inc.)

Al principio las principales aplicaciones de la CBCT fueron para implantología y ortodoncia. Con el tiempo se han desarrollado nuevos programas de software para mejorar la aplicabilidad y el acceso de la CBCT en el tratamiento de los pacientes de odontología. Tres factores han jugado un papel importante en la incorporación del CBCT en la odontología. El primero es la disponibilidad, rapidez y el menor coste de la técnica. El segundo es la capacidad de los ingenieros de software de desarrollar múltiples aplicaciones de imagen dental para CBCT con amplia capacidad de diagnóstico. El tercero es el desarrollo de ordenadores de uso doméstico cada vez más potentes, lo cual ha permitido trasladar al odontólogo la estación de trabajo del radiólogo, dando lugar a lo que se conoce como Tomografía Computarizada Interactiva [TCI] (Resnik, Kircos, & Misch, 2009)

La TCI sirve de puente para transferir la información entre el radiólogo y el clínico. El radiólogo transfiere al clínico la información como un archivo DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) y el clínico puede procesarla, manejarla y utilizarla en su ordenador personal. El ordenador del odontólogo se transforma en una estación de trabajo radiológica diagnóstica donde puede medir longitudes, analizar la densidad ósea, modificar la ventana y el nivel de grises y cambiar el contraste para valorar anatómicamente las diferentes estructuras. Con el software adecuado puede reformatear las imágenes convirtiendo el volumen de datos brutos en visiones multiplanares con aplicaciones MPR (Multiplanar Reconstruction) con reconstrucciones axiales, coronales y sagitales tanto ortogonales como oblicuas (figura 7) así como reformateo panorámico (figura 8), Maximum Intensity Projection (MIP) (figura 9) y Volumen-Rendering (VR) (figura 10) que dan una información tridimensional donde se pueden segmentar tejidos por su densidad reconstruyendo estructuras óseas y tejidos blandos (Resnik et al., 2009).

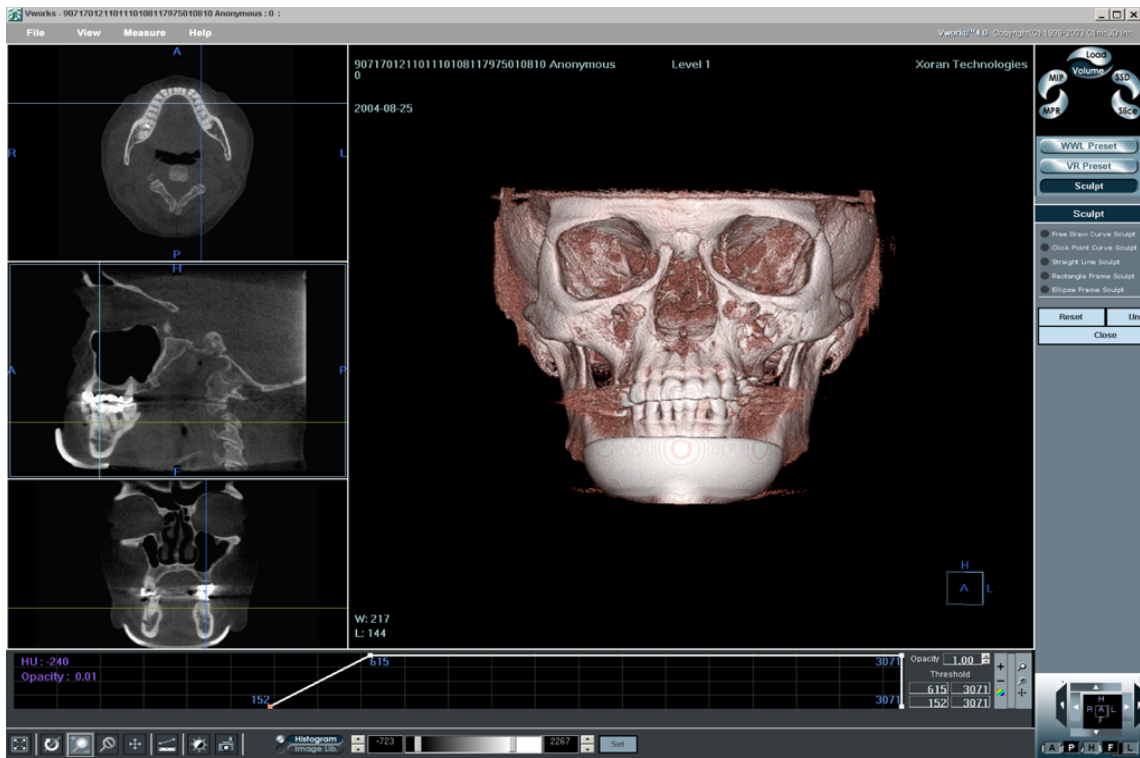


FIGURA 7. RECONSTRUCCIONES MPR Y SSD

A la izquierda de la imagen reconstrucciones MPR en los planos axial, sagital y coronal. A la derecha reconstrucción de superficie (SSD)

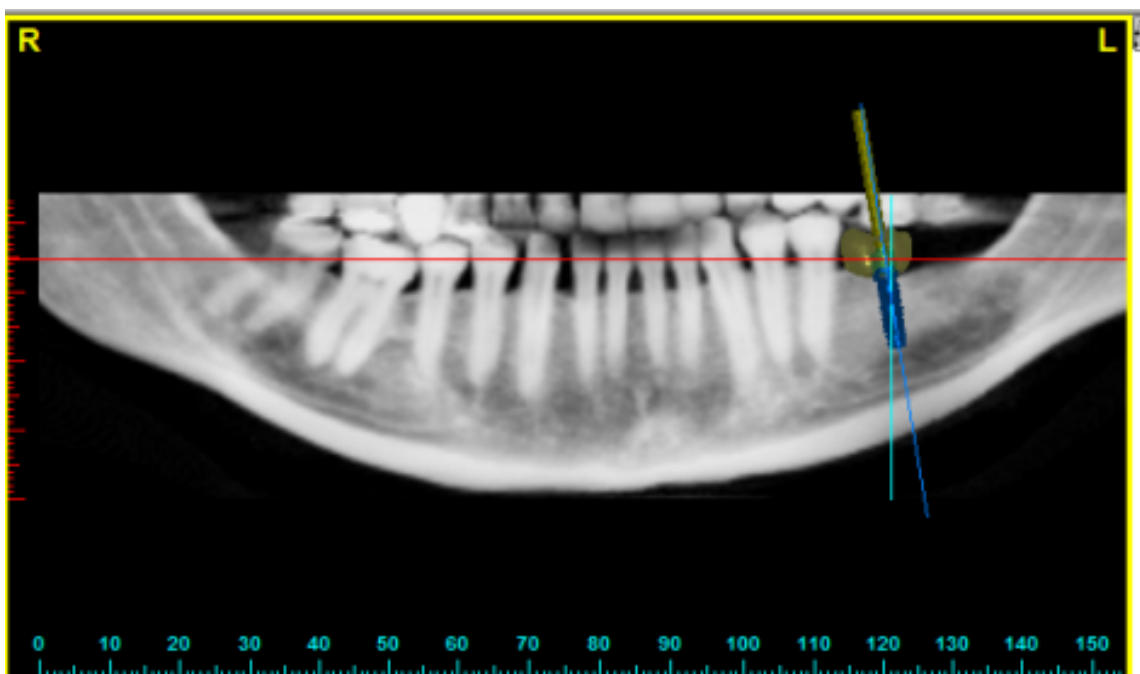


FIGURA 8. REFORMATO PANORÁMICO





FIGURA 9. MIP. MAXIMUM INTENSITY PROJECTION

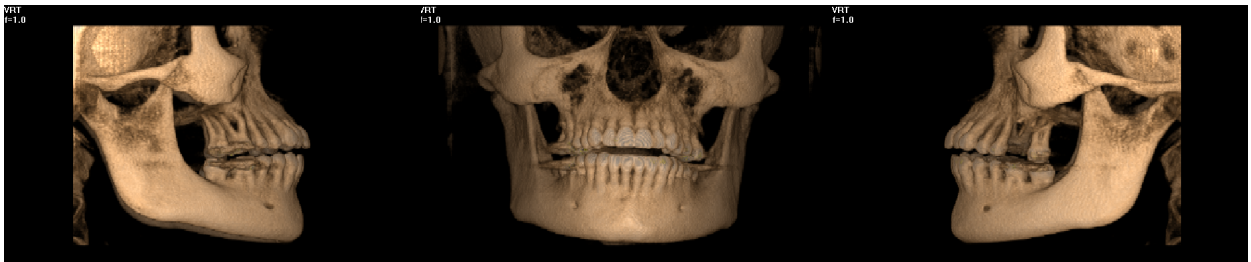


FIGURA 10. RECONSTRUCCIÓN DE SUPERFICIE.

### 3-DVR™ (3-D Volume Rendering Software)

La TCI engloba diferentes fases que van desde las impresiones para los modelos encerado diagnóstico, férula radiopaca radiológica y la realización del escáner. La férula permite transferir el posicionamiento ideal de los dientes al examen radiográfico. El uso de la TCI ha hecho posible la planificación virtual del implante en la localización óptima teniendo en consideración la disponibilidad ósea, las estructuras vitales que pueden quedar en la proximidad del implante y las necesidades protésicas futuras. La información resultante de la planificación se usa para fabricar las guías de fresado y este proceso concluye con la transferencia precisa de la posición planificada del implante desde el ordenador al paciente (Tahmaseb et al., 2014; Widmann et al., 2010).



### ESTEREOLITOGRAFÍA

Los sistemas CAD/CAM toman su nombre de las siglas en inglés Computer-Aided Design (CAD) y Computer-Aided Manufacturing (CAM) y se refieren por tanto al diseño asistido por ordenador y a la fabricación asistida por ordenador respectivamente.

El diseño y fabricación con ayuda de ordenador (sistema CAD/CAM) es una tecnología que puede descomponerse en numerosas disciplinas. Una de ellas es el Sistema de Prototipado Rápido (SPR). Esta técnica se refiere a un conjunto de tecnologías que se basan en la construcción de estructuras físicas sólidas tridimensionales llamadas prototipos que son consideradas como una réplica fidedigna de determinados objetos y estructuras. SPR es un término genérico utilizado para definir las tecnologías que pueden fabricar, de manera rápida, objetos físicos diseñados por ordenador e importados directamente de fuentes de datos del sistema computacional CAD (Computer Aided Design). El SPR brinda la posibilidad de efectuar, en un tiempo relativamente corto, diversas pruebas de geometría distintas para una pieza anatómica, validar la geometría definitiva y acometer la producción en serie rápidamente, con un coste de desarrollo aceptable. Esta técnica construye formas sólidas a partir de la superposición de capas horizontales de piezas representadas en el CAD (Alvarez Quesada & Carrillo Baracaldo, 2006; Leiva, Carranza, & Sat, 2017; Trevejo-Bocanegra, Fernández, & Calderón-Ubaqui, 2013).

La fuente de datos de la imagen 3D es generalmente proveniente de la TC. Estos datos tienen que estar en formato DICOM. Inicialmente, los datos DICOM son procesados en el sistema CAD. En la siguiente etapa el modelo es convertido en un formato denominado STL ("STereoLitography", "Standard Triangle Language" o "Standard Tessellation Language"). En el paso siguiente

se lleva a cabo el proceso de fabricación del modelo, en donde los planos horizontales intersectan el modelo creado en el sistema CAD. Después de esto, toda la información es transferida al equipo de prototipado rápido para ser utilizado. Se puede hacer un post procesamiento de prototipo, como acabado, pulido o pintado. Todo el ciclo del proceso puede ser repetido cuantas veces sea necesario (Barbosa Alencar et al., 2016)

Las técnicas de PR más utilizadas son la Esterelitografía (SLA), la Sinterización Selectiva por Laser (SLS), la Impresión Tridimensional (3D Printing), el Modelaje por Deposición Fundida (FDM) y el Thermojet. Todas éstas se basan en el principio de adición por capas del material, que corresponden a los “cortes” axiales de la estructura anatómica examinada (P. Soares et al., 2013).

El sistema de prototipado más utilizado en la odontología es la Estereolitografía (SLA o SL, *Stereolithography*), donde los modelos tridimensionales son construidos a partir de polímeros líquidos sensibles a la luz, que se solidifican cuando son expuestos a la radiación ultravioleta. Esta solidificación se va realizando por capas hasta completar la pieza (Alvarez Quesada & Carrillo Baracaldo, 2006; Leiva et al., 2017).

Las investigaciones sobre la estereolitografía para aplicaciones 3D comenzaron a principio de los años 80 cuando Herber, Kodama y Hull trabajaron de forma independiente en el concepto de prototipado rápido de objetos 3D usando resinas de fotopolimerización y luz laser. El concepto involucraba el diseño de un sistema que pudiera producir modelos acrílicos de prototipos sin pasar por la demora y los costes asociados a la investigación y el desarrollo convencionales. Herbert y Kodama no pudieron mantener la financiación a sus proyectos lo que les obligó a abandonar esos trabajos. Sin embargo, el ingeniero Charles W. Hull (Clifton, Colorado) si tuvo el apoyo económico necesario para desarrollar exitosamente la fabricación de modelos acrílicos llamando al proceso “Estereolitografía” (SLA) (Patent N.º 4575330, 1986). En

marzo de 1986 Hull y algunos colaboradores crearon la compañía 3D Systems en Valencia (California) para comercializar el invento. El primer aparato de estereolitografía se presentó en el *Autofact Show* en Detroit (Michigan) en noviembre de 1987. La primera unidad de SLA para tratamiento médico fue entregada a *Baxter Healthcare* (Deerfield, IL) en enero de 1988 (Powers et al., 1998)

Para obtener este modelo tridimensional, se requiere de un estudio visual no invasivo de los pacientes, como la TC, con cortes del menor espesor posible. Los datos obtenidos son almacenados en formato DICOM y procesados con un programa o software específico de imágenes para visualizar y segmentar las imágenes y crear objetos en 3D para que el estereolitógrafo reproduzca el modelo con una fidelidad de aproximadamente un 99% y poder observar de manera real la anatomía, disposición de estructuras, mediciones longitudinales y angulares de todas las estructuras anatómicas (Alvarez Quesada & Carrillo Baracaldo, 2006; Bouyssié, Bouyssié, Sharrock, & Duran, 1997; Castillo & Ríos, 2005).

El desarrollo de la estereolitografía y el sistema de prototipado rápido ha permitido la generación de guías estereolitográficas creadas con polimerización láser. La validación del sistema se ha realizado mediante proyectos de investigación de ámbito europeo, involucrando a diferentes universidades y empresas (Moreno Vazquez, 2013). El proyecto PHIDIAS (Laser PHotopolymerisation models based on medical Imaging, a Development Improving the Accuracy of Surgery, 1993-2002) y el proyecto PISA (Medical Image-based Personalized Implants and Surgical Aids, 1997-2001) (Tardieu & Rosenfield, 2009) culminaron en 2003 con la primera publicación del primer estudio sobre la precisión de la colocación de implantes con guías estereolitográficas comparada con guías quirúrgicas convencionales. En el se demostraba una mayor precisión de las guías estereolitográficas cuando

se analizaba la desviación del implante tanto en el cuello como en el ápice, comparando la posición planificada previa del implante con la posición conseguida con ambos sistemas de guiado (Sarment et al., 2003). La primera publicación sobre uso clínico de este tipo de guías se realiza también en 2003 por Phillippe Tardieu, a propósito de un caso de 5 implantes colocados en la región interforaminal con una guía de soporte óseo (Tardieu, Vrielinck, & Escolano, 2003). Desde entonces han sido numerosos los trabajos publicados, tanto experimentales como clínicos, que estudian los resultados obtenidos con este tipo de guías (Moreno Vazquez, 2013).

Tras la aparición del software Dentascan en 1988 que permitía convertir los cortes axiales de TC en imágenes transversales reformateadas de la cresta alveolar apareció poco después, en 1991, un nuevo software (ImageMaster-101) que permitía colocar imágenes gráficas de implantes dentales en las secciones transversales de la TC.

La primera versión de SimPlant, producida por Columbia Scientific en 1993, permitió la colocación de implantes virtuales de dimensiones exactas en los cortes panorámicos, transversales y axiales de la tomografía computarizada. Simplant 6.0 (Columbia Scientific 1999) agregó al software la creación de una reconstrucción tridimensional de superficie de la imagen reformateada. En 2002, Materialise (Leuven, Bélgica) compró Columbia Scientific e introdujo la tecnología para perforar osteotomías con una profundidad y dirección exactas a través de una guía quirúrgica. Desde entonces, varias empresas desarrolladoras de software y compañías de implantes han introducido su propio software y sistemas de guías quirúrgicas para permitir un abordaje quirúrgico guiado (D'haese, Ackhurst, Wismeijer, De Bruyn, & Tahmaseb, 2017) (figura 11).

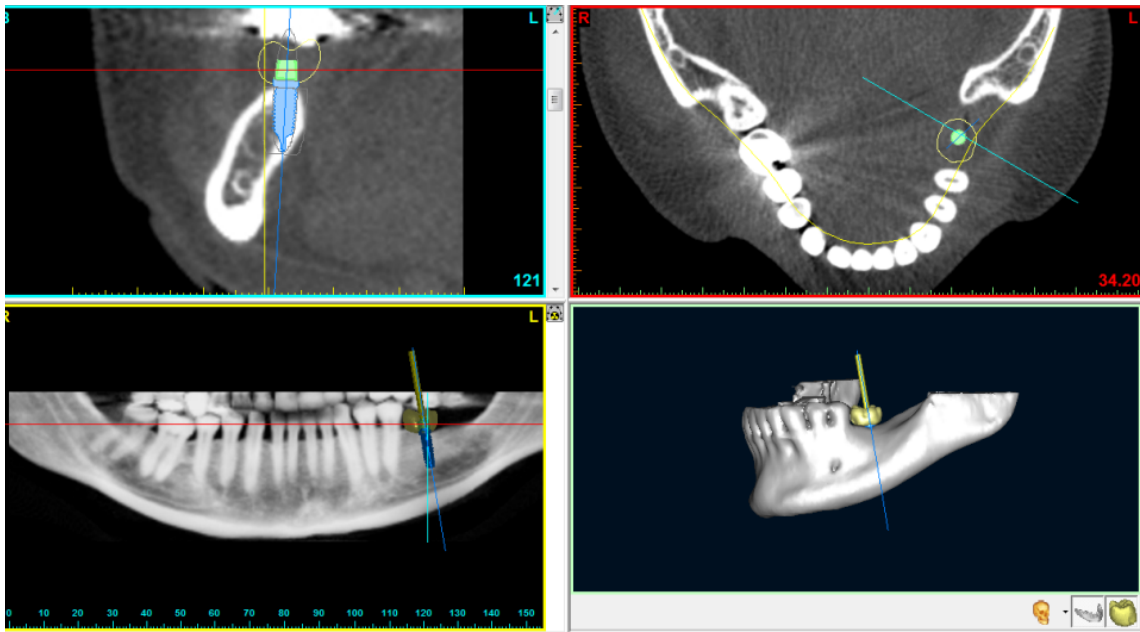


FIGURA 11. IMAGEN DE SOFTWARE DE PLANIFICACIÓN

en la que se aprecia la posición tridimensional del implante en el corte ortoradial, axial y panorámico y en la reconstrucción 3D.

## CONCEPTO DE CIRUGÍA ASISTIDA POR ORDENADOR

A partir de finales de los años 80 con el desarrollo de las técnicas de TC y la aparición del prototipado rápido y la estereolitografía junto con una informática avanzada con ordenadores cada vez más potentes que procesan imágenes médicas y utilizan softwares 3D más sofisticados y aplicables a la planificación y a la cirugía aparece el concepto de cirugía asistida por ordenador (CAS) o Computer Guided Surgery en la literatura anglosajona, que se ha desarrollado en diferentes especialidades médicas.

En implantología dental se describen dos tipos de cirugía asistida o guiada por ordenador: método estático y método dinámico. El método estático transfiere los sitios planificados de los implantes a guías quirúrgicas. El modelo dinámico transfiere esa información al campo quirúrgico con herramientas de imagen visuales en el monitor de un ordenador.

Los modelos dinámicos o navegación quirúrgica permiten al cirujano modificar la planificación quirúrgica y la posición del implante en tiempo real en función

de las condiciones que se pueden encontrar durante la cirugía (Tahmaseb et al., 2014).

En el modelo estático se utiliza un software de planificación que coloca virtualmente los implantes sobre el estudio de TC prequirúrgico del paciente. El mismo software, con esta información, diseña una guía quirúrgica que exporta en un fichero STL para ser impresa por fotopolimerización en una impresora 3D de prototipado rápido, lo que se conoce como guía estereolitográfica. La guía quirúrgica, una vez fabricada, no permite la modificación intraoperatoria de la posición del implante (Jung et al., 2009).

El uso de la cirugía guiada asistida por ordenador no solo se restringe a las ventajas del tratamiento quirúrgico de los implantes (colocación del implante en la posición decidida). Como paso inicial de la planificación se puede transferir la información protética del paciente, lo cual es imprescindible para posicionar los implantes en la posición óptima. La transferencia precisa de la planificación a la cirugía permite además tener disponible una prótesis inmediata fabricada previamente que tenga un ajuste exacto o lo más exacto posible (ajuste pasivo) (Marlière, Demétrio, Picinini, De Oliveira, & Chaves Netto, 2018; Tahmaseb, 2011)

## **PLANIFICACIÓN COMPUTARIZADA EN IMPLANTOLOGÍA**

La colocación correcta de los implantes dentales tiene ventajas tanto estéticas como funcionales a corto y largo plazo ya que mejora la estabilidad de los tejidos blandos y duros que rodean al implante disminuyendo problemas de periimplantitis en base a una correcta higiene oral, además de que proporciona la posibilidad de colocar la prótesis de forma correcta con una oclusión y estética óptimas (D'haese et al., 2017).

La posición incorrecta del implante aumenta el riesgo de fracaso desde un punto de vista mecánico respecto a la osteointegración y desde el punto de

vista estético-funcional de la rehabilitación protésica. Por ello, tras la planificación, una correcta técnica quirúrgica junto con el uso de biomateriales y el estudio prostodóntico hacen que el resultado final alcance los objetivos funcionales y estéticos

Como ya se ha mencionado previamente, para planificar los implantes debe realizarse un estudio de CBCT mientras el paciente porta una férula de bario que es una maqueta de los futuros dientes. La férula de bario ayuda a la planificación pues da idea de dónde van a ir colocados los dientes futuros permitiendo la colocación exacta del implante de acuerdo con los resultados estéticos y funcionales que se esperan conseguir.

El desarrollo más reciente con respecto a la planificación y consecuentemente a la generación de las guías estereolitográficas es el diseño digital de la prótesis o encerado diagnóstico virtual, en sustitución de la férula de bario, realizado a partir del escaneado intraoral del paciente con un escáner óptico, fusionado con los datos de la TC. El escáner intraoral aporta una información muy fiable y veraz de la situación de las piezas dentarias, de la ausencia de piezas y de las características anatómicas dentales del paciente. Cuando la TC tiene artefactos debidos a elementos metálicos en la arcada dentaria, los datos del escaneado intraoral son imprescindibles para fabricar una guía de apoyo dental que ajuste correctamente. Además, en pacientes edéntulos se puede realizar la planificación con piezas de encerado diagnóstico virtual que dan información de donde estarán colocadas las piezas dentales definitivas.

Se han desarrollado diferentes programas informáticos (software) para planificar los implantes de manera que el proceso quirúrgico sea guiado por el resultado protésico final.

En el año 1999 Materialise crea SimPlant® 6.0 que fue el primer software de planificación de implantes con la capacidad de generar guías quirúrgicas de fresado. Con el tiempo el programa ha mejorado creciendo en funciones que

permiten introducir cada vez de forma más precisa el diseño de la prótesis final para crear un plan de tratamiento guiado por la estética y la funcionalidad. Poco después, la casa NobelBiocare® fabricó otro sistema de planificación llamado NobelClinician que planifica los implantes y genera el diseño de la guía quirúrgica estereolitográfica de un modo similar. En España la empresa Nemotec desarrolló Nemoscan

Los software de planificación tienen una serie de utilidades comunes que son:

1. La determinación de la curva panorámica
2. Determinación del nervio dentario
3. Modificación de la angulación del plano oclusal
4. Definición de elementos protésicos que incluye importación de modelos STL, el encerado virtual EIO (escáner intraoral)
5. Planificación de los implantes con elección del tipo de implante (marca y modelo), posición, profundidad, angulación...relación con estructuras de riesgo
6. Diseño de la guía que incluye diseño de las aletas vestibulares y palatinas, altura de las anillas, posición de pines de fijación etc...
7. Solicitud de la guía si se va a fabricar en un centro de fabricación o generación de un archivo STL si se va a fabricar en la clínica

## **TIPOS DE GUIAS ESTEREOLITOGRAFICAS**

Basado en imagen 3D y en diseño 3D las guías se producen usando técnicas de fotopolimerización que actualmente son fabricadas por diferentes proveedores y compañías. El desarrollo más reciente en la producción digital de las guías quirúrgicas es la fusión o utilización conjunta de los datos de la TC y los datos del escáner intraoral que utilizan puntos en común entre ambas técnicas como es la posición de algunas piezas dentales. Estos nuevos enfoques mejoran el



posicionamiento y la precisión en términos de la relación entre la inserción del implante virtualmente planificada y el implante final colocado.

Actualmente existen diferentes sistemas de guías estereolitográficas generadas por diferentes programas informáticos de planificación y adaptados a diferentes sistemas de implantes. Los diseños de las guías varían en función del tipo de soporte y del modo en que se colocan. Basado en la superficie de apoyo las guías pueden ser de:

1. Apoyo dental: se colocan apoyando en los dientes del paciente
2. Apoyo mucoso: la guía se coloca sobre la mucosa. Este método es generalmente usado en pacientes completamente edéntulos.
3. Apoyo óseo: se coloca sobre el hueso después de abrir un colgajo mucoperióstico. Se utiliza en pacientes en los cuales se necesita una cirugía más extensa o una cirugía ósea
4. Apoyo especial, mini-implant, fijadas con pines: la guía se fija a implantes colocados antes o durante la cirugía actual.

Las guías de soporte óseo requieren la elevación de un colgajo mucoperióstico. Las de soporte mucoso y/o dental permiten realizar cirugía mínimamente invasiva. La precisión de estos sistemas ha sido estudiada también comparando los diferentes tipos de soporte, siendo más preciso el soporte dental y algo menos preciso el soporte mucoso (Ozan, Turkeyilmaz, Ersoy, McGlumphy, & Rosenstiel, 2009).

En una revisión sistemática Tahmaseb y cols (Tahmaseb et al., 2014) concluyeron que teniendo en cuenta todos los tipos de estudios (clínicos e in vitro) las guías apoyadas en mini-implantes tenían una precisión significativamente mayor que el resto de las guías con otros tipos de apoyo, excepto el mucoso. Las mayores desviaciones se daban con guías de apoyo óseo. Las guías de apoyo dental tendían a ser algo más precisas que las de apoyo mucoso o las de apoyo mucoso y pines. Cuando solo se tienen en cuenta los estudios clínicos la precisión de

las guías apoyadas en el hueso es menor en prácticamente todos los parámetros evaluados (Raico Gallardo et al., 2017).

Con respecto a la forma de trabajar con ellas existen dos tipos de guías: guías múltiples con secuencia de fresado y guías únicas en las que se utilizan cilindros intercambiables o llaves de fresado.

En los sistemas múltiples el fabricante proporcionaba 3 guías con las anillas de diámetros crecientes correspondientes a la secuencia de fresado (figura 12). Las primeras guías de este sistema fueron SurgiGuide® fabricadas por Materialise. El inconveniente de estas guías es que generan inexactitud al intercambiarlas durante la secuencia de fresado. Además, estas guías no se fijan al hueso por lo que requieren varias manos para sujetarlas durante la cirugía y no pueden ponerse los implantes a través de ellas. El diámetro de los cilindros permite además una vibración de la fresa que condiciona un aumento de la fricción.

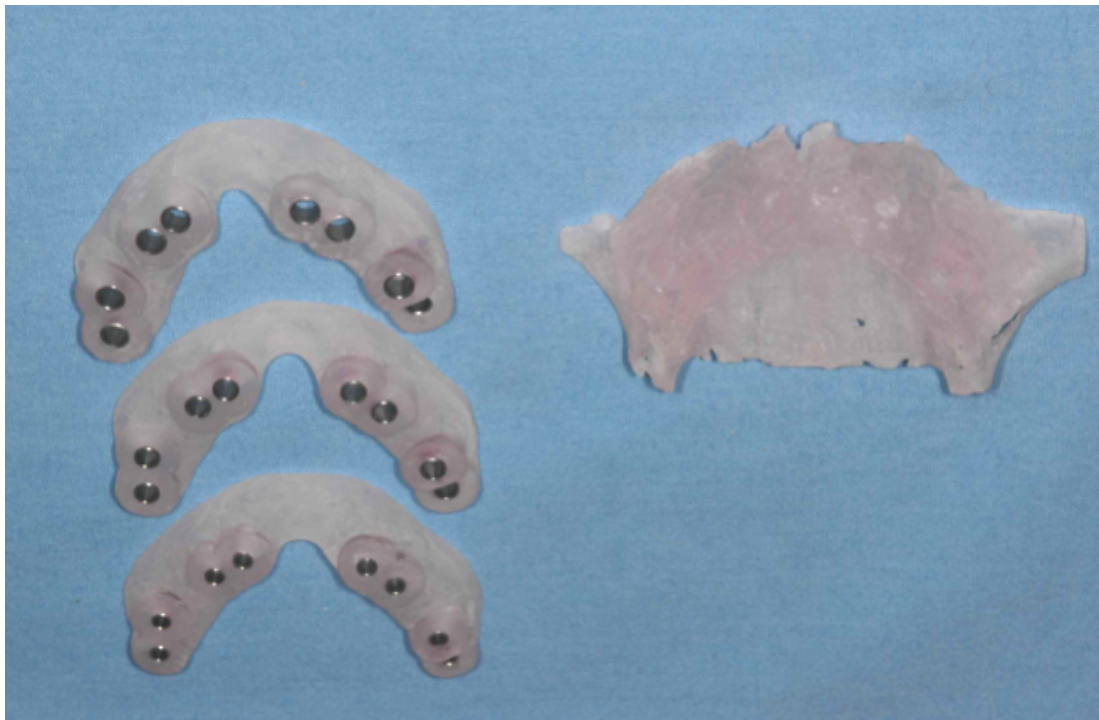


FIGURA 12. SISTEMA DE GUÍA MÚLTIPLE.

**Tres guías con anillas de diferente diámetro correspondiente a la secuencia de fresado.**

La guía múltiple puede suponer pérdida de precisión al tener que poner y quitar la guía y es más complicado fijarla con pines ya que tienen que ser puestos y quitados cada vez. Sin embargo, tiene algunas ventajas pues permite ver la encía queratinizada durante la secuencia de fresado al quitar la guía para reemplazarla por la siguiente.

Posteriormente Materialise desarrollo el sistema SAFE [Secure, Accurate, Flexible, and Ergonomic] (Tardieu, Vrielinck, Escolano, Henne, & Tardieu, 2007) que era de guía única realizando la secuencia de fresado con una anilla intercambiable y con una fresa escalonada. La guía única tiene la ventaja de poder fijarse con pines lo cual aporta mayor precisión (Arisan, Karabuda, & Özdemir, 2010), pero tiene el inconveniente de que ocultan el orificio de entrada y la encía queratinizada durante toda la secuencia de fresado. A partir del sistema SAFE las guías que se han ido desarrollando por diferentes fabricantes son guías únicas y la secuencia creciente de fresado se realiza con llaves de fresado o con camisas y topes para las fresas. Las guías únicas pueden, a su vez, ser de apoyo óseo, apoyo mucoso o apoyo dental. Entre ellas podemos destacar NobelGuide (Nobel), SAFE (Materialise), Universal (Materialise), Navigator (Biomet3i), Straumann, Facilitate (AstraTech), ExpertEase (Friadent), Nemotec y Camlog, entre otros. Este tipo de guías permiten una secuencia de fresado fija y no permiten la reflexión de tejidos blandos (figura 13). Puede haber guías que dirigen solo el fresado sin control preciso de profundidad y guías que dirigen también la inserción para lo cual es necesario el uso de fresas con tope y transportadores de implantes específicos del sistema que coloquen el implante en la profundidad deseada (figuras 14, 15 y 16).

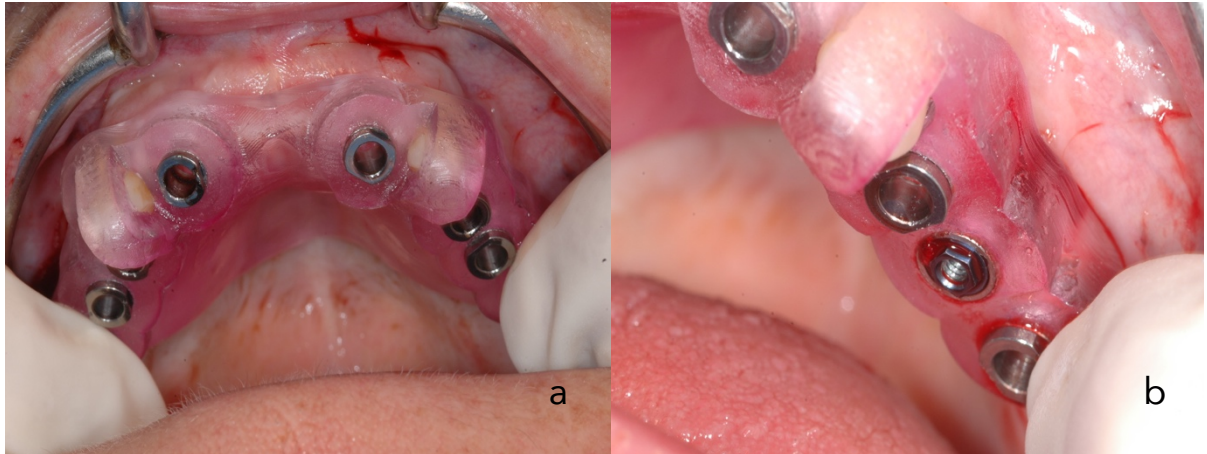


FIGURA 13. SISTEMA DE GUÍA ÚNICA CON ANILLOS INTERCAMBIABLES.

a) todos los anillos están en su posición. b) el anillo en posición 25 se ha retirado para permitir la inserción del implante.

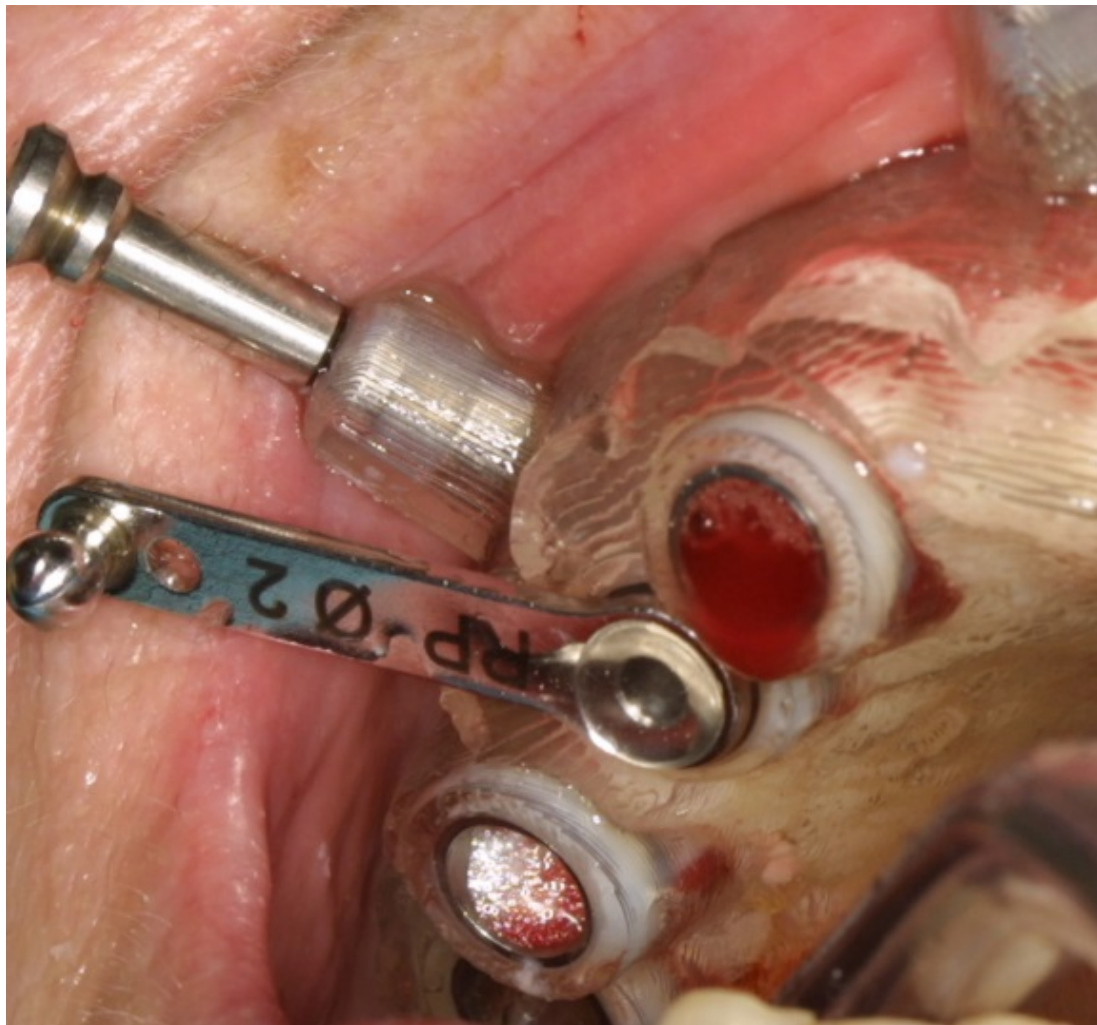


FIGURA 14. SISTEMA DE GUÍA ÚNICA CON PINES DE FIJACIÓN Y LLAVES DE FRESADO



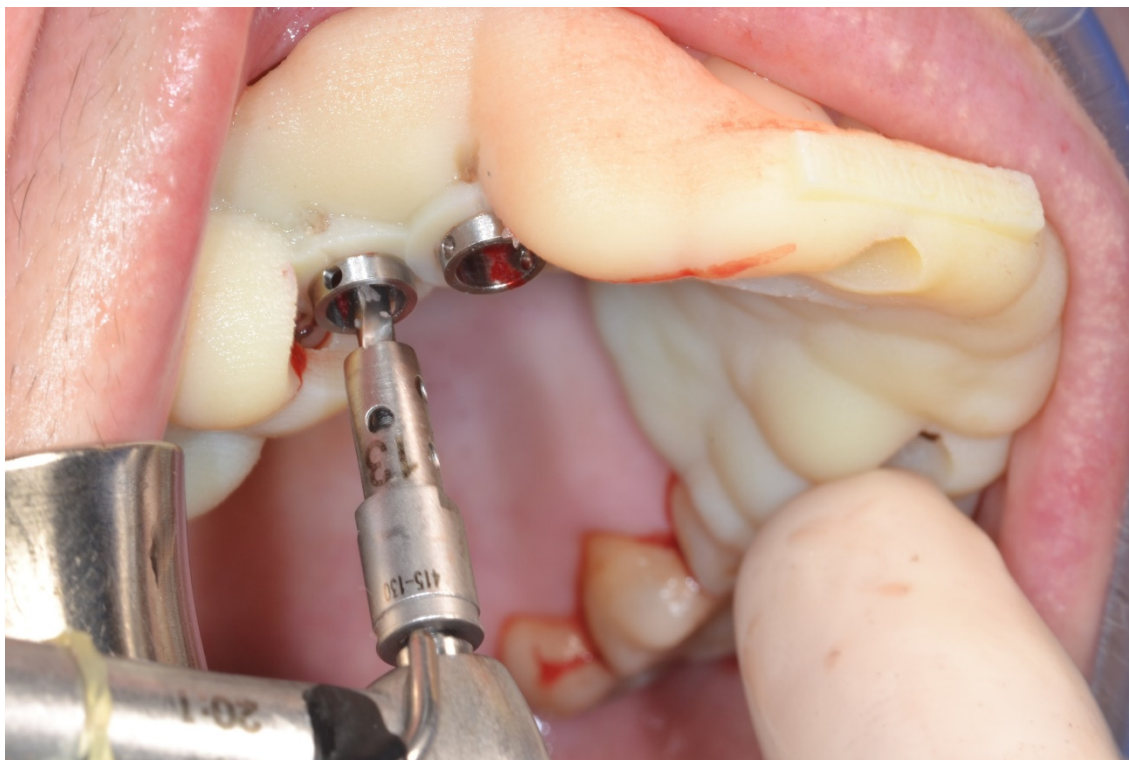


FIGURA 15. SISTEMA DE GUÍA ÚNICA CON FRESAS CON CAMISA Y TOPES DE PROFUNDIDAD.

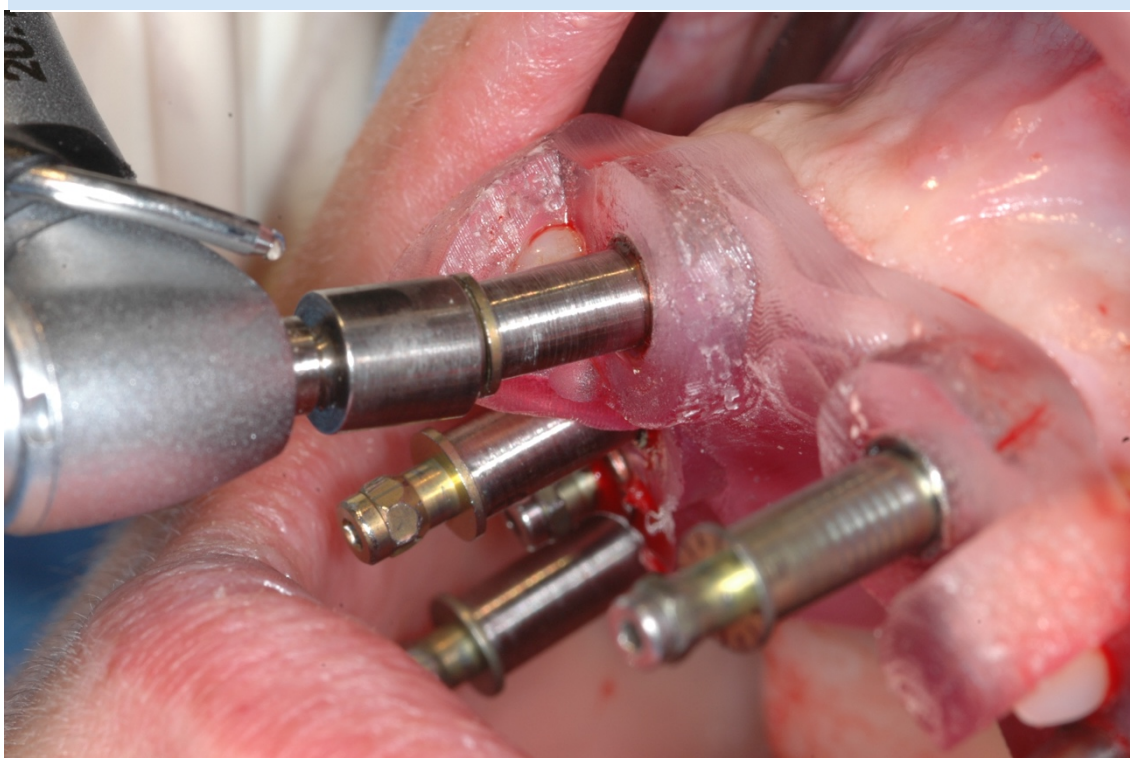


FIGURA 16. SISTEMA DE TRANSPORTADORES DE IMPLANTES CON TOPE.

Insertando el transportador a través de la guía hasta el tope se realiza la inserción del implante guiada por la planificación.

## ESTUDIOS DE PRECISIÓN

### DEFINICION DE PRECISION

La precisión de un procedimiento guiado por ordenador se define como la desviación en la posición o en el ángulo entre la planificación y el resultado final e incluye todos los posibles errores individuales que van desde la adquisición de la imagen hasta la colocación del implante. Los errores son acumulativos e interactivos (Widmann & Bale, 2006).

Precisión y exactitud son dos conceptos distintos que tienden a confundirse. Según el vocabulario internacional de metrología (VIM) los términos exactitud y precisión se pueden definir de la siguiente manera:

- **Exactitud:** es el grado de concordancia entre el resultado de una medición y un valor verdadero del mensurando. Este término es cualitativo. Si la medición es más próxima al valor verdadero significa que es exacta.

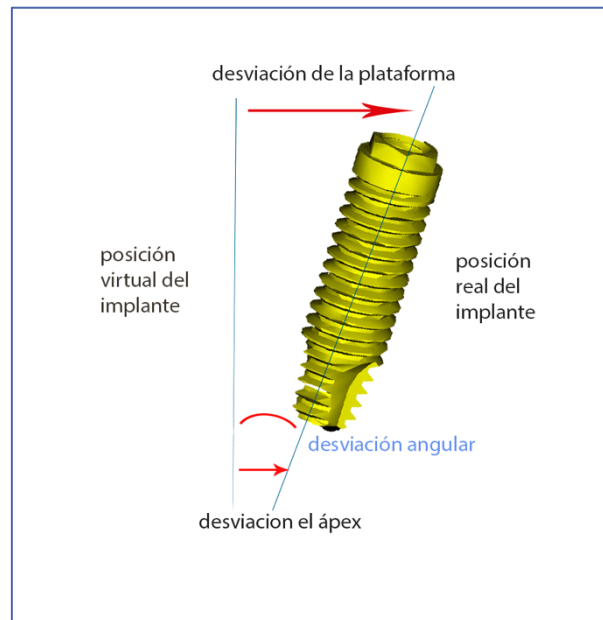


FIGURA 17. ESQUEMA PARÁMETROS DE DESVIACIÓN DEL IMPLANTE

- **Precisión:** es la proximidad entre las indicaciones o valores medidos de un mismo mensurando, obtenidos en mediciones repetidas, bajo condiciones especificadas. La precisión de una medida suele expresarse numéricamente mediante medidas de dispersión tales como la desviación típica o la varianza. Por ello, cuanto más estrecha sea la distribución de resultados, menor será la desviación típica de la misma y mayor la precisión de la medida. La precisión depende pues únicamente de la distribución de los resultados y no está relacionada con el valor convencionalmente "verdadero" de la medición. La precisión, se utiliza para definir a la repetitividad de medida.

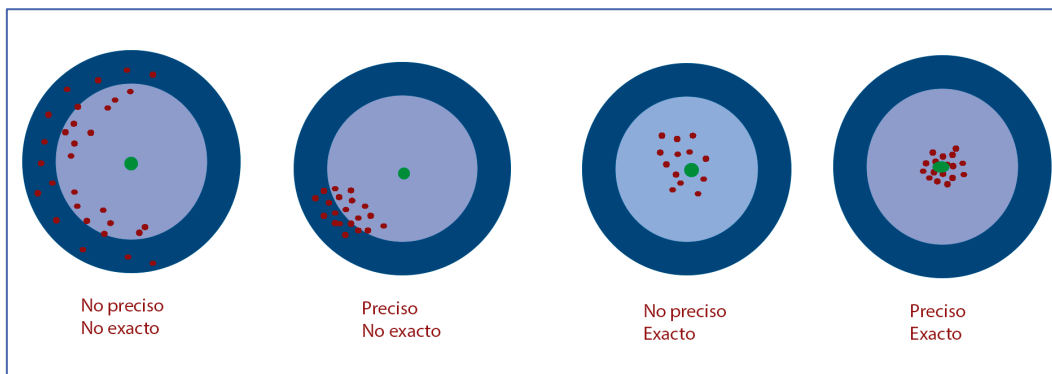


FIGURA 18. ESQUEMA DEL CONCEPTO DE PRECISION Y EXACTITUD

## FACTORES QUE AFECTAN A LA PRECISION EN LA COLOCACIÓN DE IMPLANTES DENTALES

En el campo de la medicina, la introducción de un nuevo producto (medicamento, dispositivo o técnica) plantea varias preguntas: primero, con respecto a la *seguridad* del nuevo producto, y segundo, con respecto a su *efectividad*, es decir, la eficacia del procedimiento en un entorno clínico de rutina. Para la cirugía asistida por ordenador, tanto la seguridad como la efectividad están relacionadas con la precisión. En este sentido, dado que los implantes se insertan muy cerca de estructuras vitales como vasos y nervios, es

esencial que la técnica sea precisa. De hecho, se han atribuido complicaciones graves e incluso fatales tras la colocación incorrecta de los implantes (Valente et al., 2009).

Muchos estudios han revelado que se producen errores inherentes en los sistemas de cirugía guiada con ordenador que conllevan la colocación imprecisa del implante (GAP Di Giacomo, Cury, Soares de Araujo, Sendyk, & Sendyk, 2005; Ozan et al., 2009; Pettersson et al., 2010; D. Schneider, Marquardt, Zwahlen, & Jung, 2009; Van Assche et al., 2007).

La pérdida de precisión puede estar relacionada con el procedimiento técnico o depender del hardware utilizado. Los errores que se producen durante el posicionamiento de la férula quirúrgica se categorizan como “relacionados con el procedimiento” mientras que la rigidez de la férula quirúrgica se considera “relacionado con el producto” (D’haese, Van De Velde, Elaut, & De Bruyn, 2012; Van Steenberghe et al., 2002).

Llamamos “falta de precisión” o “riesgo de desviación” al error de transferencia de la planificación virtual tridimensional del implante desde el software de planificación virtual al campo quirúrgico y es el punto más crítico del procedimiento (Arisan et al., 2010; D’haese, Van De Velde, Elaut, et al., 2012).

Fabricación de la férula de bario
Colocación de la férula de bario
Adquisición de las imágenes de TC
Procesado de los datos de la TC
Planificación de los implantes y de la guía
Solicitud de la guía
Fabricación de la guía
Colocación de la guía durante el procedimiento
Fijación de la guía durante la cirugía
Error intrínseco de la guía
Técnica quirúrgica
Error humano

TABLA 3. FUENTES DE ERROR



Estas desviaciones se generan por una suma acumulativa de todos los errores a lo largo de todas las etapas del proceso de colocación de implantes asistida por ordenador (Arisan et al., 2010; Valente et al., 2009). La tabla 3 enumera los errores que pueden producirse en las etapas en cascada de todo el proceso que se detallan seguidamente:

1. **Error durante la adquisición** de la imagen y el procesado de los datos con CBCT (de media menos de 0,5 mm) (Arisan et al., 2010; Reddy et al., 1994; Valente et al., 2009; Vercruyssen et al., 2008).
2. **Error durante la planificación** del software: conversión, segmentación, volume-rendering y eliminación manual de artefactos (Arisan et al., 2010; Stumpel, 2012; Vercruyssen et al., 2008)
3. **Error durante la fabricación de la guía:** software de simulación previo a la producción, precisión de la máquina de impresión de estereolitografía, control de producción y calidad de la guía, rigidez y propiedades físicas del material usado, método de colocación y precisión de los cilindros de la guía, tubos de metal y verificación de la guía. Este error oscila alrededor de 0,1-0,2 mm para CAM con estereolitografía (Van Steenberghe et al., 2002)
4. **Error durante el posicionamiento** de la guía en la boca y el movimiento de ésta durante el fresado. Influye: intervención con colgajo, apoyo incorrecto o inclinado y resistencia de las estructuras anatómicas que soportan la guía
5. **Error producto de la fijación e inmovilización de la guía:** ángulo, localización y numero de tornillos de fijación o movilización causada por el instrumental quirúrgico (separadores, contra-ángulo y aspirador).
6. **Error intrínseco de la guía o error mecánico** causado por el espacio entre el cilindro y la fresa. Es la tolerancia rotacional de los taladros

dentro de los tubos, Por ejemplo, la SurgiGuide está equipada con cilindros guía de unos 5 mm de largo y un diámetro interno entre 1,15 y 0,20 más grande que la fresa respectiva. Esta tolerancia permite un ángulo de desviación de aproximadamente  $2,29^\circ$  que a una distancia hipotética de 20 mm del cilindro da como resultado una desviación lateral de aproximadamente 1 mm. Estos cálculos no pueden extenderse a otros sistemas que tienen tolerancias diferentes entre la fresa y los cilindros guía (Valente et al., 2009).

7. **Error debido al tipo o estado de la fresa:** La forma recta o cónica afecta a la fricción de la fresa con la guía. El estado de afilado de las fresas puede afectar también a la precisión porque una fresa poco afilada puede sufrir más desviación como consecuencia de cambios en la densidad del hueso y secundariamente forzar la movilización de la guía.
8. **Error debido a la fresa piloto:** Si la fresa piloto no realiza el orificio inicial en el centro de la guía el resto de la secuencia de fresado se realiza de una manera forzada. Muchos sistemas cuentan con una fresa piloto del diámetro de la anilla para un mejor ajuste inicial.
9. **Error debido a una apertura oral insuficiente:** la altura de la guía origina una necesidad adicional de apertura oral sobre todo en los sectores posteriores. La guía puede moverse al intentar forzar la entrada de la fresa en una apertura oral forzada.
10. **Error humano:** Error humano es, por ejemplo, establecer la parada de la fresa en una posición incorrecta (Valente et al., 2009).

Se puede mejorar la precisión mejorando cualquiera de estas etapas.

## ERRORES EN LA OBTENCIÓN DE LA IMAGEN

La planificación y colocación adecuada de implantes requiere una evaluación precisa de la arquitectura ósea y una valoración de las estructuras anatómicas que se lleva a cabo hoy por hoy con la MDCT<sup>3</sup> o CBCT<sup>4</sup>.

La calidad, cantidad y densidad del hueso son factores muy importantes a la hora de valorar el tratamiento ya que jugarán un rol esencial en la osteointegración del implante y consecuentemente en su estabilidad primaria que es un requisito crítico para la osteointegración (Sennerby & Meredith, 2008).

Se ha generalizado el uso de la MDCT como herramienta para la valoración preoperatoria tanto cuantitativa como cualitativa del hueso donde va a ser colocado un implante. Para ello se utilizan las unidades Hounsfield (UH) que determinan la densidad ósea de forma objetiva (Turkyilmaz, Ozan, Yilmaz, & Ersoy, 2008).

En los últimos años se ha extendido el uso de CBCT como método de imagen oral y maxilofacial debido a la necesidad de realizar estudios de imagen más baratos y con menos dosis de radiación (Arai, Tammissalo, Iwai, Hashimoto, & Shinoda, 1999; Loubele et al., 2005).

La primera generación de dispositivos CBCT, que utilizan un detector-intensificador de imágenes basado en el dispositivo de acoplamiento de carga o tecnología complementaria de semiconductores de óxido de metal, fue altamente sensible y proporcionó imágenes de sección transversal incluso con una dosis de radiación (0,62 mGy) similar a la de una radiografía panorámica (Arai et al., 1999). Las imágenes resultantes fueron suficientes para el examen visual (Araki et al., 2004; Schulze, Heiland, Blake, Rother, & Schmelzle, 2005),

---

<sup>3</sup> MDCT: Multidetector Computed Tomography (Tomografía Computarizada Multidetector)

<sup>4</sup> CBCT: Cone Beam Computed Tomography (Tomografía Computarizada de haz cónico)

pero desafortunadamente incluyeron artefactos como el artefacto de halo y efectos de endurecimiento de haz y fueron inferiores a la TC en términos de precisión dimensional y representación de tejidos blandos (Carrafiello et al., 2010; Katsumata et al., 2006, 2007). Después, el uso de detectores de panel plano mejoró la resolución espacial, el rango en la densidad de grises y el contraste o rango dinámico así como la relación pixel-ruido (Baba, Konno, Ueda, & Ikeda, 2002; Hassan, Metska, Ozok, van der Stelt, & Wesselink, 2010; Katsumata et al., 2009).

Al contrario de lo que ocurre con la MDCT los valores de densidad de grises en la CBCT (VV<sup>5</sup>) no son absolutos (Arisan, Karabuda, Avsever, & Özdemir, 2013; Esposito, Grusovin, Achille, Coulthard, & Worthington, 2009; Naitoh, Mitsuya, Arijji, Katsumata, & Kamemoto, 2004). De hecho, la MDCT puede calibrarse usando como referencia los valores del aire (-1000 UH) y el agua pura (0 UH), pero, por el contrario, en la CBCT los valores se basan en la diferencia de escala de grises (VV) estando predeterminados por el fabricante. Cassetta y colaboradores estudiaron las diferencias entre la densidad ósea definida como valor de densidad de grises entre la CBCT (VV) y la MDCT (UH) así como si existía correlación entre los diferentes valores de densidad de grises medidos con CBCT (VV) y MDCT (UH). Sus resultados fueron que los valores de densidad de grises son mayores en CBCT comparados con los valores de HU del MDCT lo que concordaba con otro estudio llevado a cabo por Naitoh y cols (Cassetta, Stefanelli, Pacifici, Pacifici, & Barbato, 2014; Naitoh, Hirukawa, Katsumata, & Arijji, 2009). La explicación para esto se basa en varios factores técnicos como el endurecimiento del haz de rayos, la radiación dispersa y el efecto relativo a la discontinuidad en la proyección de los datos lo que condiciona una disminución del contraste dinámico en los escáneres CBCT comparado con el

---

<sup>5</sup> VV: Voxel Value (Valor de Voxel)

MDCT (Arisan et al., 2013). El efecto del endurecimiento del haz es más pronunciado cuando aumenta la radiopacidad lo que puede explicar las diferencias significativas entre HU y VV en el hueso cortical comparado con los valores más similares que se encuentran en el hueso trabecular o en el hueso de menor densidad del maxilar (Arisan et al., 2013; Cassetta, Stefanelli, et al., 2014). Pero aunque los valores VV son mayores que los valores de densidad ósea en UH existe una alta correlación lineal entre ambas medidas de manera que ambas aumentan y disminuyen en función de la densidad ósea con coeficientes de correlación de Pearson entre los dos tipos de medidas próximos a la unidad que oscilan entre 0,92-0,98 (Aranyarachkul, Caruso, Gantes, & Schulz, 2003; Naitoh et al., 2009). También Cassetta demostró correlación entre los valores de densidad de grises obtenidos con CBCT y los obtenidos con MDCT y definió un ratio de conversión entre los dos valores de grises de 0,7. Así pues, para convertir los valores de gris de un CBCT es necesario multiplicar los valores de CBCT por 0,7 (Cassetta, Stefanelli, et al., 2014). Por tanto, el CBCT puede utilizarse para medir la densidad ósea en el lugar en el que se va a colocar un implante, pero debe tenerse en cuenta que los VV no son valores absolutos, aunque presentan una alta correlación lineal con los valores de UH que se obtienen con la MDCT. Se pueden convertir los VV de CBCT en valores absolutos utilizando un ratio de conversión que debe ser evaluado para cada escáner (Cassetta, Stefanelli, et al., 2014).

Además de la valoración en la densidad ósea el cirujano necesita utilizar medidas lineales como distancia entre puntos de referencia anatómicos o grosores óseos para realizar un diagnóstico y una planificación quirúrgica de cada caso. Estas medidas se realizan sobre las imágenes obtenidas de la TC y deben ser precisas (Cavalcanti, Yang, Ruprecht, & Vannier, 1999; Jacobs, 2003). Se han realizado algunos estudios que evalúan la precisión de las medidas lineales en la CBCT utilizando fantomas geométricos, fantomas antropomorfos

o comparando las imágenes de CBCT con las de MDCT (Kobayashi, Shimoda, Nakagawa, & Yamamoto, 2004; Loubele et al., 2005, 2006; Marmulla, Wörtche, Mühling, & Hassfeld, 2005). La precisión de las medidas lineales en la CBCT queda documentada en todos ellos y las discrepancias con las medidas obtenidas con la MDCT son submilimétricas (Loubele et al., 2008).

Una información precisa de la estructura ósea ayuda al cirujano a seleccionar el sitio más adecuado, el plan de tratamiento y el mejor procedimiento quirúrgico. En general, la calidad de los datos de la TC depende del grosor del corte y de la influencia de posibles artefactos. Cuanto más fino es el grosor del corte y más pequeño es el tamaño del vóxel, mayor es la resolución y precisión de las mediciones de las estructuras delineadas (Vannier et al., 1997). El movimiento y los artefactos metálicos de las restauraciones dentales pueden conducir a distorsiones geométricas y pueden llegar a invalidar la adquisición de datos (Widmann & Bale, 2006).

Es muy importante evitar los artefactos de movimiento del paciente que degradan la imagen y deterioran significativamente la precisión ya que destruyen la representación isométrica de las imágenes tomográficas y pueden tener una influencia negativa en la precisión. Según Marmulla y Mühling se producen desviaciones de entre 1 y 4 mm en un punto determinado afectado por artefactos de movimiento (Marmulla & Mühling, 2006).

## **ERRORES EN EL PROCESADO DE LAS IMÁGENES CON EL SOFTWARE DE PLANIFICACIÓN.**

Uno de los métodos más simples y comunes de segmentación de tejidos es la umbralización con los valores de TC. Este método consiste en separar regiones de una imagen basado en la variación de la intensidad entre los píxeles del objeto de interés y el resto de los píxeles. Para ello se realiza una comparación

de cada valor de intensidad de los píxeles con respecto al umbral determinado. Una vez seleccionados los píxeles se les adjudica un valor determinado para identificarlos. Si el valor de umbral no es medido de forma apropiada la selección del tejido o material será incorrecta y dejará en el modelo un hueco o agujero en el lugar de los valores no incluidos en el umbral. Es por tanto muy importante elegir el valor umbral para preservar el tejido de interés a la hora de diseñar el modelo (Winder & Bibb, 2005).

Error "*best fit*" debido al solapamiento de varios objetos 3D en la misma planificación. Para planificar férulas de apoyo dental o dentomucoso es necesario tener una reproducción exacta de los dientes lo cual es imposible en la TC debido a los artefactos por los objetos metálicos (empastes, pernos, coronas metálicas...) En estos casos, cuando se quiere planificar una guía de apoyo dental en un escáner que tiene artefactos, es necesario importar en la planificación un modelo 3D de la arcada dentaria obtenido a partir de un escaneado intraoral o del escaneado de un modelo de escayola. El solapamiento entre el modelo dental y la TC se realiza mediante una técnica de ajuste de puntos donde se obtiene la mejor posición, aquella en la que la coincidencia de puntos es mayor. Es una técnica denominada en los softwares de planificación como "*best fit*". Los puntos seleccionados son elementos anatómicos fáciles de identificar como cúspides, relieves dentarios o superficies más extensas, que se seleccionan de forma manual. La selección manual del mismo punto en una TC y en un escaneado intraoral tiene un error inherente que puede ser submilimétrico y es imposible en la práctica que sea cero. Hay software de planificación que miden específicamente ese error y es decisión del cirujano aceptarlo o intentar realizar otro *best fit* con menor error (Cristache & Gurbanescu, 2017; Rhee, Huh, Cho, & Park, 2015). Figura 19.

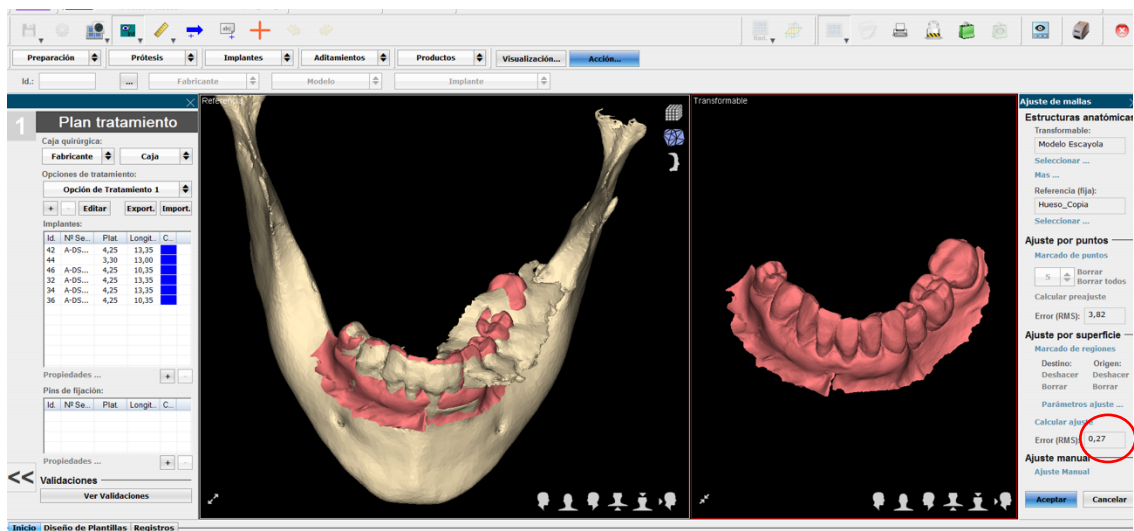


FIGURA 19. HERRAMIENTA "BEST FIT"

En CBCT la presencia de objetos metálicos en la arcada dentaria (puentes, coronas, restauraciones etc..) producen artefactos en la imagen 3D, que distorsionan la forma de los dientes (imagen izquierda) y para fabricar guías de apoyo dental es necesario realizar una superposición de la arcada dentaria obtenida mediante escáner intraoral o mediante el escaneado de un modelo de escayola (imagen derecha), mediante herramientas de best fit.

## ERROR EN LA FABRICACIÓN DE LA GUÍA

El proceso de fabricación de la guía quirúrgica estereolitográfica requiere tres pasos previos: la tomografía computarizada para la adquisición de los datos anatómicos, la ubicación virtual de los implantes en el software de planificación y el diseño digital de la guía y la impresión de la guía quirúrgica utilizando tecnología de prototipo rápido. Cada uno de estos pasos tiene su propia fuente de errores geométricos y distorsiones. Sin embargo, los errores que ocurren durante uno de estos pasos también pueden compensarse entre sí. Para el proceso general de fabricación, se ha descrito que podrían producirse desviaciones de hasta 0.7 mm (D'haese, Van De Velde, Elaut, et al., 2012; J. Schneider, Decker, & Kalender, s. f.).

Con respecto a la tomografía computarizada, es más importante el protocolo de exploración que el tipo de escáner utilizado. Desde el punto de vista de la precisión, es necesario utilizar un protocolo de alta resolución espacial para



obtener los mejores resultados. Sin embargo, se ha visto que el factor que tiene impacto es la segmentación de datos. Se ha descrito que las segmentaciones del mismo conjunto de datos por diferentes personas mostraron altas variaciones en la precisión. La mayoría de los sistemas de prototipado rápido producen desviaciones de menos de 0.25 mm (J. Schneider et al., s. f.)

Los errores en el proceso de fabricación de la guía quirúrgica pueden conducir a resultados clínicos desfavorables. Es posible encontrar diferencias entre la posición planificada virtualmente y la posición real del implante en base a una posible deformación volumétrica involuntaria de las guías quirúrgicas producidas estereolitográficamente. Esta discrepancia puede ser el resultado de un ajuste incorrecto de los valores ISO para la segmentación de la prótesis provisional con la que se ha hecho la planificación. Puede ser prudente evaluar la congruencia volumétrica de las guías quirúrgicas producidos por SLA antes de su uso clínico para prevenir resultados clínicos no deseados (Stumpel, 2012). Además los errores en la fabricación de la guía pueden ocurrir en la precisión de la máquina de prototipado, en las propiedades del material de estereolitografía utilizado o en el ajuste entre los cilindros de la guía, taladros y arandelas de los sistemas de implantes (Marlière et al., 2018) . Se ha descrito que la fabricación de la guía estereolitográfica mediante el proceso de prototipado rápido puede tener unas ligeras deformaciones que varían entre de 0,1 a 0,2 mm (Stumpel, 2012; Van Steenberghe et al., 2002) .

La fabricación de una guía estereolitográfica es susceptible de verse afectada por artefactos procedentes de la adquisición y transferencia de las imágenes de TC en las que se basa, por el método de fabricación y por el proceso de limpiado del modelo. Generalmente las propiedades de la guía dependen más de las imágenes originales de la TC que del método de fabricación. Es importante que los datos de la imagen sobre los que se construye el modelo sean de buena calidad ya que existen artefactos no deseados y presentes en las

imágenes de TC que se transmiten al modelo creando distorsiones que afectan al diseño y consecuentemente a la precisión. Estos artefactos pueden provenir de errores en la importación de los datos de la TC, artefactos metálicos, artefactos de movimiento y artefactos de umbralización de los datos o la imagen. También puede haber artefactos que afectan a la guía y que proceden del proceso de fabricación en si mismo como los artefactos producidos por las estructuras de soporte (Winder & Bibb, 2005).

Por tanto, también pueden ocurrir errores durante la fabricación de la guía quirúrgica, por ejemplo, en el software de simulación, la precisión de la máquina estereolitográfica, la producción y el control de calidad, la rigidez y las propiedades físicas del material utilizado, la precisión de los cilindros guía y de los tubos metálicos y en el proceso de verificación de la guía (Arisan et al., 2010; C. Park, Raigrodski, Rosen, Spiekerman, & London, 2009; Valente et al., 2009; Van Steenberghe et al., 2002; Vercruyssen et al., 2008)

## **ERROR INTRÍNSECO DE LA GUÍA**

Hay pocos estudios en la literatura que consideren los errores potenciales que pueden surgir de las limitaciones inherentes de las guías estereolitográficas. Es lo que se conoce como "*error intrínseco*". A pesar de la falta de datos en la literatura, sigue siendo importante examinar los factores mecánicos que pueden influir en la colocación precisa de un implante cuando se utiliza una guía quirúrgica estereolitográfica, para fabricar una guía quirúrgica que limite la desviación de las fresas utilizadas.

Para Cassetta y cols el error mecánico producto del gap o el espacio que queda entre el cilindro de la guía y la fresa es definido como el error intrínseco de la guía y es uno de los errores potenciales que afectan a la precisión en la

colocación de implantes (Cassetta, Di Mambro, Giansanti, Stefanelli, & Cavallini, 2013).

Considerando el error intrínseco de la guía, debido a la tolerancia o espacio que queda entre el tubo de la guía quirúrgica estereolitográfica y los taladros, Vrielinck y cols señalaron que se induce un cierto error ya que el diámetro del tubo de acero es ligeramente más grande que el diámetro de la fresa (Vrielinck, Politis, Schepers, Pauwels, & Naert, 2003).

Cuando se usa una guía quirúrgica estereolitográfica hay una serie de factores que pueden influir en la colocación precisa de un implante que incluye el diámetro y la longitud del canal guía y la separación entre la guía quirúrgica y la cresta alveolar. Sin un control cuidadoso de estos factores que contribuyen a la angulación del implante, la desviación de la fresa piloto o de la fresa helicoidal puede causar imprecisiones significativas (Choi, Romberg, & Driscoll, 2004). Choi y cols evaluaron la desviación en la angulación en un estudio in vitro y plantearon la hipótesis y de que una altura más corta de la anilla de la guía quirúrgica afecta a la precisión de la colocación del implante, lo que hace que este sea el factor más importante. Una altura mayor de la anilla de la guía reduce la desviación en la angulación significativamente. Por otra parte, diámetro de la anilla y la distancia entre la guía quirúrgica y la cresta no fueron factores fundamentales en el control primario y no contribuyeron significativamente a reducir la desviación de la angulación. Choi y cols concluyeron que cuando se desarrolla una guía quirúrgica, se debe incorporar a la guía una anilla con la longitud y el diámetro apropiados para minimizar los movimientos de la fresa, pero sin que una altura excesiva comprometa el uso del contra-ángulo contando con la apertura oral que haya disponible (Choi et al., 2004). Por otra parte, el diámetro de la anilla también debe ser el más pequeño que se ajuste a la fresa quirúrgica seleccionada (Komiya, Klinge, & Hultin, 2008).

Los errores de fabricación de la guía pueden tener un efecto acumulativo, que puede generar resultados clínicos desfavorables. Sin embargo, los errores no son exclusivos del proceso de flujo de trabajo y / o del producto en sí (guía quirúrgica estereolitográfica). El tipo de guía quirúrgica (con soporte dental, con soporte mucoso con o sin fijación ósea), así como los factores morfológicos de los tejidos periimplantarios (tipo de hueso: cortical o medular, grosor de la mucosa gingival), pueden interferir en la precisión entre lo planificado y los resultados reales de la colocación de implantes dentales (Marlière et al., 2018). Se ha descrito que el espesor de la mucosa afecta a la desviación coronal, apical y lateral, mientras que la diferente longitud de los implantes utilizados afecta solo a la desviación lateral y apical, pero no a la coronal (Cassetta, Di Mambro, et al., 2013)

### **ERROR EN LA TÉCNICA QUIRÚRGICA**

Son los errores relacionados con el procedimiento y condicionan una disminución de la precisión en base a varios factores como son: 1. Colocación imprecisa de la guía dentro de la boca debido a interferencia por el colgajo, ajuste inadecuado o inclinado o resiliencia de las estructuras anatómicas que soportan la guía. 2. Fijación inadecuada (ángulo, posición o número de tornillos de fijación). 3. Presencia de tolerancia rotacional de las fresas en las anillas. 4. Forma (recta o cónica) y capacidad de corte de la fresa. 5. Apertura oral limitada. 6. Inserción del implante no guiada (Arisan et al., 2010; Stumpel, 2012; Valente et al., 2009; Van Steenberghe et al., 2002; Vercruyssen et al., 2008)

Uno de los factores que pueden contribuir a disminuir la precisión es el movimiento de la guía. D'haese y cols (D'haese, Van De Velde, Elaut, et al., 2012) utilizaron una guía de apoyo exclusivamente mucoso (apoyo mucoso completo con ajuste completo en tejidos blandos) y para disminuir los errores de precisión las inmovilizaron con tornillos de fijación para evitar el movimiento

de la guía durante el procedimiento. En su estudio los valores de desviación (angular: 2.6°, cervical: 0.91 mm, y apical: 1.13 mm) fueron menores que los reportados por otros trabajos previos (angular: 7.9°, cervical: 1.4 mm, and apical: 1.6 mm) (Cassetta, Giansanti, Di Mambro, & Stefanelli, 2014; Valente et al., 2009; Van Assche et al., 2007). En este sentido Cassetta y cols (Ozan et al., 2009) evaluaron la precisión con guías quirúrgicas de apoyo mucoso con y sin fijación con tornillos en los bordes edéntulos de la mandíbula y maxilar. Compararon las medias en la desviación con y sin fijación y encontraron que las guías fijadas con tornillos mostraron mejor precisión lo cual fue estadísticamente significativo para la desviación angular (con fijación: 4,09° y sin fijación 5,20°). Puede concluirse que la fijación de las guías quirúrgicas permite una mayor estabilidad reduciendo errores entre la planificación y el tratamiento ejecutado (Marlière et al., 2018).

En el estudio de D'haese la desviación global entre lo planificado y la posición final fue mayor en el ápex que en la base del implante lo cual es lógico y tiene una explicación matemática basada en la desviación angular, que produce mayor desviación en el ápice a mayor longitud del implante. Esto tiene implicaciones clínicas importantes cuando se utilizan implantes largos porque pueden afectar a regiones anatómicamente comprometidas más fácilmente (D'haese, Van De Velde, Elaut, et al., 2012).

Puede ocurrir que después de la fijación de la guía la resistencia de la mucosa produzca ligeras rotaciones de la guía in situ mientras se realiza la osteotomía. Por ello es muy importante la fijación adecuada de la guía al maxilar con dos tornillos anteriores y posteriores distales al lugar del implante más posterior. Esto evitaría doblar la guía en las áreas distales del campo quirúrgico como se ha descrito en algunas ocasiones (D'haese, Van De Velde, Elaut, et al., 2012; Van Assche et al., 2007).

La precisión total de una guía quirúrgica estereolitográfica con apoyo mucoso completo está determinada principalmente por el error de posicionamiento de la guía.

Cuando los implantes son inicialmente inestables a causa de las condiciones óseas la precisión puede disminuir. Además, la conexión de un pilar inmediatamente después de la instalación del implante puede causar una desviación adicional en los implantes menos estables debido a la fuerza aplicada durante la fijación del pilar. Esto puede llevar a grandes desviaciones angulares. D'haese observó una diferencia en las desviaciones apicales medias relacionadas con la longitud del implante. Con implantes más largos (> 11 mm) aparecen desviaciones apicales significativamente más altas en comparación con implantes más cortos. No se encontraron diferencias significativas al evaluar la inexactitud de acuerdo con la posición del implante, aunque existe una tendencia a tener una mayor desviación en el área posterior del maxilar. Probablemente, la calidad del hueso también es un aspecto importante con respecto a las desviaciones del implante, ya que el hueso blando, como se encuentra a menudo en el maxilar posterior, contribuye a valores de desviación más altos (D'haese, Van De Velde, Elaut, et al., 2012).

Arisan y cols compararon dos sistemas de guías con diferentes apoyos: óseo, dental y mucoso. Las guías de apoyo óseo eran múltiples y secuenciales sin control de la profundidad. Las guías de apoyo dento-mucoso eran únicas y con control de profundidad. Los implantes colocados con guías de apoyo dental y mucoso tuvieron significativamente menores desviaciones que los implantes colocados usando apoyo óseo y sistema múltiple (Arisan et al., 2010). Es posible que cambiar la guía cuando se utiliza un sistema múltiple pueda producir desviaciones y para reducirlas y aumentar la precisión se recomienda usar una sola guía durante la osteotomía, así como utilizar un mecanismo de control de profundidad (Vercruyssen et al., 2008).

Se ha visto que las guías con apoyo dental muestran menores desviaciones y se recomienda la fijación de la guía con tornillos para reducir errores. Las guías con apoyo dental tienen menores desviaciones lineales y angulares que las de apoyo óseo con diferencias estadísticamente significativas (Arisan et al., 2010; Ersoy, Turkyilmaz, Ozan, & McGlumphy, 2008; Ozan et al., 2009; Van Assche et al., 2007).

Otro hallazgo notable fue que las desviaciones medias en la punta del implante fueron más altas que en el cuello para todas las guías. La desviación en el cuello es menor, debido al efecto de la desviación angular que aumenta al aumentar la profundidad. Un factor de confusión puede ser el uso de fresas de paredes paralelas (cilíndricas) o de diseño cónico. La libertad de movimiento y la posibilidad de desviación (especialmente en el punto de entrada de hueso) pueden ser mayores en las fresas de diseño cónico (Arisan et al., 2010).

Análisis estadísticos han confirmado la impresión clínica de que los implantes colocados con una misma guía no son independientes unos de otros y que existen errores interactivos y acumulativos (Widmann & Bale, 2006). La precisión en la colocación de los diferentes implantes de una guía está de alguna manera conectada de varias formas: pérdidas de precisión durante la TC, durante la fabricación de la guía y durante la cirugía. También se puede producir propagación del error durante la práctica comúnmente realizada de estabilizar la guía usando la primera osteotomía. Cualquier error en el primer implante moviliza la guía, lo cual afecta a la precisión del resto de implantes (Valente et al., 2009).

#### **EL ERROR HUMANO.**

El error humano puede atribuirse a todos los errores anteriores: de imagen, de planificación y de transferencia y puede afectar a todas las etapas del proceso. El éxito en la colocación de un implante requiere un posicionamiento adecuado del paciente y adquirir la TC sin movimientos, así como realizar una planificación

precisa. También depende de las habilidades del cirujano si bien, la precisión mejora cuando se utiliza un protocolo guiado que mejora los resultados funcionales y estéticos así como disminuyendo los factores de riesgo (Sarment et al., 2003).



## MATERIAL Y MÉTODO



# MATERIAL Y MÉTODO

---

## **PARTICIPANTES EN EL ESTUDIO**

En el estudio han participado 15 clínicos con tres niveles diferentes de experiencia en implantología oral. Cinco eran cirujanos expertos en cirugía implantológica guiada (Grupo I: nivel de experto, con más de 500 implantes colocados, más de 25 procedimientos de cirugía guiada y más de 5 años de experiencia en implantología oral); cinco eran dentistas generales con experiencia en cirugía de implantes pero no en cirugía guiada (Grupo II: nivel intermedio con más de 500 implantes colocados y más de 5 años de experiencia en implantología oral pero no experiencia en implantología oral guiada) y cinco eran dentistas sin experiencia en cirugía implantológica (Grupo III: nivel inexperto, sin experiencia en implantología oral). Los integrantes de los grupos I y II eran especialistas en cirugía oral y maxilofacial o periodontistas con especialización certificada en implantología oral. Los integrantes del grupo III eran dentistas generales.

A cada participante se le pidió que colocara 6 implantes en seis localizaciones predeterminadas (tres en el lado derecho y tres en el lado izquierdo). Cada uno repitió la misma cirugía cinco veces en cinco modelos de mandíbulas diferentes en las mismas localizaciones predeterminadas usando la misma guía estereolitográfica.

Cada participante colocó 30 implantes.

## PLANIFICACIÓN DE LOS MODELOS

Se utilizaron un total de 75 modelos idénticos de mandíbulas aloplásticas (BoneModels®). Todos los modelos se fabricaron con resina y 10% de sulfato de bario para mostrar un grado de radio-opacidad, dureza y consistencia similar a la densidad ósea tipo III así como una anatomía perfecta (figura 20). Los modelos eran mandíbulas parcialmente edéntulas que portaban los



FIGURA 20. MODELO DE MANDÍBULA UTILIZADO EN EL ESTUDIO

segundos molares derecho e izquierdo y los caninos para asegurar el soporte dental de la guía. Todos los lugares planificados para la colocación de implantes tenían hueso suficiente para recibirlos.

Los modelos fueron colocados en una cabeza fantoma (Frasaco®) (figura 21) para crear una simulación lo más realista posible. Como todos los modelos



FIGURA 21. CABEZA FRASACO®

mandibulares eran idénticos se repitió el mismo procedimiento en cada uno usando la misma planificación de implantes. El modelo mandibular se fijó a la cabeza fantoma adaptándolo al arco inferior del fantoma mediante un tornillo.

Se testaron varias mandíbulas con diferentes opacidades radiológicas con un CBCT (Cone Beam Computed Tomography) en el Instituto Neofacial. Las imágenes obtenidas fueron procesadas con el software NemoScan (software Nemotec SL). Se concluyó que el mejor modelo para el estudio era el que mostraba una dureza ósea tipo III y contenía el 10% de sulfato de bario.

## PLANIFICACIÓN DE LOS IMPLANTES

Uno de los modelos de mandíbula se escaneó con un CBCT (iCAT, Imaging Sciences). En el escaneo se generaron imágenes DICOM<sup>6</sup> que fueron importadas por un software de planificación de implantes (NemoScan, Software Nemotec). La planificación consistió en colocar virtualmente 6 implantes en las siguientes posiciones: 2 incisivos laterales, 2 primeros premolares y 2 molares. Figura 22.

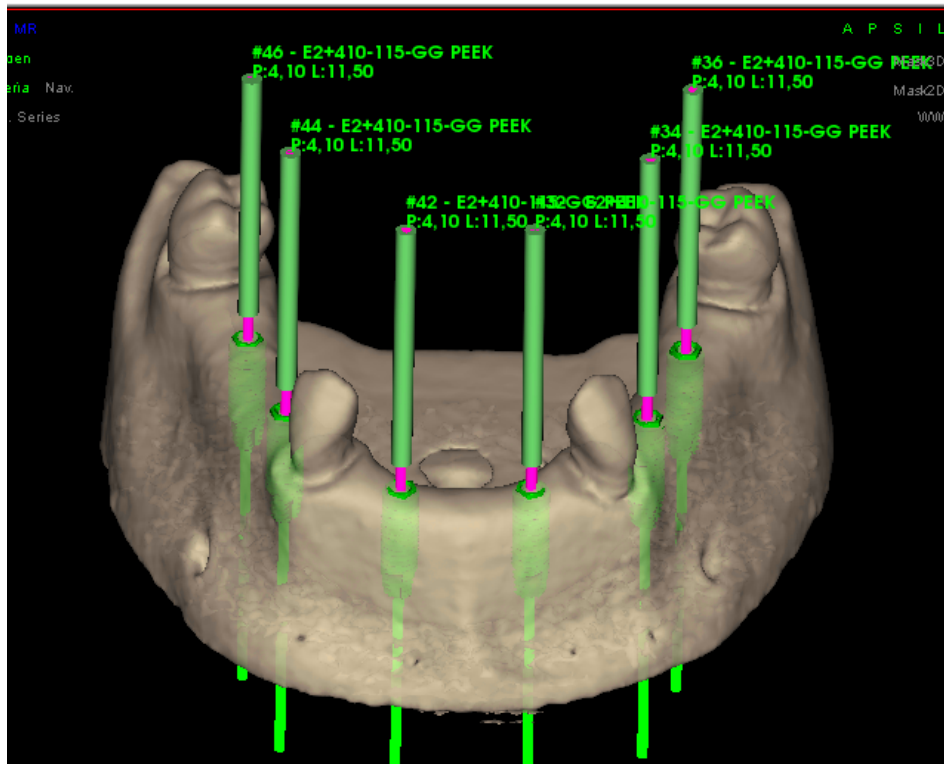


FIGURA 22. PLANIFICACIÓN DE LOS IMPLANTES SOBRE EL MODELO DE MANDÍBULA

<sup>6</sup> DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine

## GUÍA QUIRÚRGICA

La guía quirúrgica se preparó usando el software NemoScan Implantology de Software Nemotec SL. El proceso consistió en lo siguiente: Se realizó un CBCT en uno de los modelos de mandíbula. Se obtuvo también un escaner óptico del mismo modelo con un escáner 3Shape D250 Lab. Los datos de ambos escáneres se fusionaron con el software de Implantología NemoScan. Se generó un plan de tratamiento colocando seis implantes sobre los datos del CBCT. Una vez que el plan de tratamiento se completó satisfactoriamente, se generó la guía quirúrgica dentro del software sobre el modelo escaneado usando los parámetros de cirugía guiada EchoPlan (Sweden&Martina) para un sistema completamente guiado. La guía generada se exportó como un fichero STL para su fabricación. Figura 23.



FIGURA 23. GUÍA QUIRÚRGICA UTILIZADA EN EL ESTUDIO

## PROCESO DE FABRICACIÓN

La guía quirúrgica fue fabricada en una impresora Stratasys Eden 250 usando material Med610 Model. Además de la guía quirúrgica se fabricó un cubo test de verificación y todo el lote fabricado fue aceptado como correctamente impreso.

Después de limpiar la guía quirúrgica las anillas metálicas (Sweden & Martina) fueron insertadas manualmente dentro de la guía quirúrgica. Cada anilla metálica tiene un reborde que debe apoyarse directamente sobre la guía. El ajuste correcto de cada anilla metálica y la guía fue comprobado visualmente. El material de fabricación de la guía fue Resina Acrílica Med610 (Stratasys), que un material transparente y biocompatible, médicamente aprobado para uso temporal en boca.

## INSERCIÓN DE LOS IMPLANTES

Cada cirujano insertó 30 implantes (6 implantes en 5 mandíbulas). En total, los 15 cirujanos insertaron 450 implantes fabricados con PEEK (polieterétercetona) (paredes paralelas, hexágono externo 4.1 mm, Outlink2, Sweden & Martina, 11.5 mm de longitud). Figura 24.

Se utilizaron implantes de PEEK porque este material, siendo radioopaco, no produce artefactos en la TC y permite realizar las mediciones en la TC postcolocación con mayor exactitud.



FIGURA 24. MODELO DE IMPLANTE UTILIZADO PARA EL ESTUDIO.

**Montado en el transportador específico del sistema EchoPlan.**



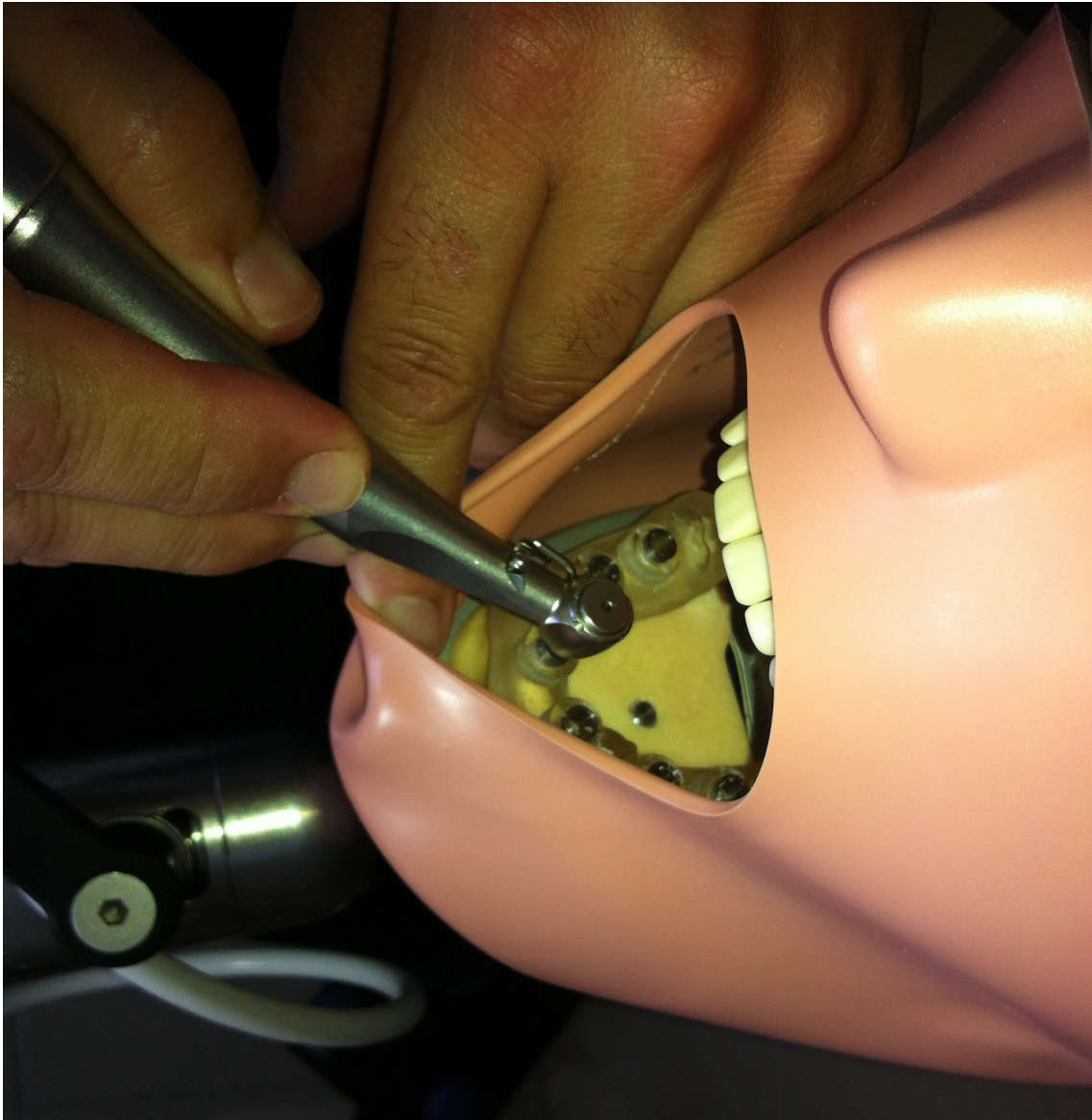


FIGURA 25. FOTOGRAFÍA TOMADA DURANTE LA INTERVENCIÓN

**Uno de los cirujanos participantes del estudio coloca un implante dental**

A todos los cirujanos participantes se les instruyó en una sesión sobre los detalles técnicos y metodológicos. Todos pusieron 6 implantes de prueba sin planificación y sin sistema de guiado en un modelo que se desechó.

A cada cirujano se le facilitó la guía quirúrgica estereolitográfica para que fuera usada en cada uno de los cinco modelos para reproducir exactamente la misma localización del implante cinco veces.



La secuencia de fresado guiado y la localización de cada implante fue determinado usando el sistema de cirugía guiada EchoPlan de Sweden & Martina que es un kit específico de fresas y transportadores para guiar la secuencia de fresado y el control de la profundidad del implante. Cada participante recibió la misma guía quirúrgica que se generó a partir de una única planificación para todos las mandíbulas y clínicos.

Cada mandíbula con los implantes puestos fue etiquetada con el grupo y el número de cada cirujano:

I-I, I-II, I-III, I-IV, I-V

II-I, II-II, II-III, II-IV, II-V

III-I, III-II, III-III, III-IV, III-V

El grupo I incluía cirujanos expertos, el grupo II cirujanos con nivel intermedio y grupo III cirujanos sin experiencia en cirugía implantológica.



FIGURA 26. MODELO DE MANDÍBULA CON LOS IMPLANTES COLOCADOS

## **ANÁLISIS DE LA DEFORMIDAD DE LA GUÍA**

Se practicó un control de calidad para evaluar cualquier deformidad potencial después de todos los procedimientos. Se escaneó la guía antes de empezar y después de practicar todas las cirugías en cada grupo utilizando un escáner óptico (Optical Reveng Dental, Open Technologies). Las imágenes 3D resultantes fueron procesadas con el software Geomagic Qualify (3D Systems) para detectar deformidades o roturas. No se detectaron cambios en la guía después de todos los procedimientos. El análisis se muestra en el Anexo II.

## **EVALUACIÓN DE LA POSICIÓN DE LOS IMPLANTES Y MÉTODO DE MEDIDA:**

Después de la colocación de los implantes todos los modelos fueron escaneados con un CBCT (iCAT, imaging Sciences) generándose cortes en formato DICOM que se importaron usando el mismo software de planificación de implantes disponible comercialmente que se usó para la planificación (NemoScan, Software Nemotec). Figura 26. La reconstrucción 3D fue segmentada en dos máscaras diferentes: implantes y hueso y se exportó en formato STL. Para cada modelo, la imagen 3D con los implantes planificados y el archivo STL con los implantes insertados se superpusieron utilizando el software (Nemoscan, Nemotec) usando una herramienta "best-fit". Nemotec desarrolló una herramienta de software para superponer automáticamente los implantes planificados y los insertados para detectar los centros y los ejes y para medir las distancias y ángulos. Se identificó el centro de cada plataforma del implante y el centro del ápex del implante tanto en la planificación como en el implante colocado. Se marcaron el centro y ápex en la planificación y en el implante colocado. El software de Nemoscan se usó para analizar las diferencias entre las dos medidas usando diferentes algoritmos:

1. cálculo lineal 3D usando la fórmula de distancia en tres dimensiones

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

2. Cálculo angular 3D usando la técnica de representación "axis-ángulo para vectores 3D". El ángulo ( $\alpha$ ) se calcula mediante la siguiente ecuación, despejando  $\alpha$ :

$$v_1 \times v_2 = |v_1||v_2| \cos \alpha$$

$$\alpha = \arccos [v_1 \times v_2] / [|v_1||v_2|]$$

3. Ajustes de superficie usando dos algoritmos:

- Registro de conjunto de puntos (puntos marcados en el software): Se usó el algoritmo denominado "Registro Rígido"; la fórmula es:

$$\text{dist}(T(\mathcal{M}), S) = \sum_{m \in T(\mathcal{M})} |m - s| + \sum_{s \in S} |m - s|^2$$

- Punto iterativo más cercano (ICP) (marcado por regiones en el software). Este algoritmo es representado con la siguiente pseudo-fórmula:

Algoritmo ICP ( $\mathcal{M}, S$ )

$\theta = \theta_0$

mientras no registrado:

$X = \emptyset$

para  $m_i \in T(\mathcal{M}, \theta)$

$\hat{s}_j$ : = punto más cercano en  $S$  a  $m_i$

$X = X + \langle m_i, \hat{s}_j \rangle$

$\theta$ : = mínimos cuadrados ( $X$ )

retorno  $\theta$

Cada mandíbula generó seis medidas de las diferencias entre el centro de la plataforma del implante planificado y el centro de la plataforma del implante colocado y seis medidas para las diferencias entre el centro del ápex del implante planificado y el centro del ápex del implante colocado. Usando las medidas marcadas el software calculó el ángulo de desviación. Todos estos procesos se realizaron por un observador ciego e independiente (MAFG) que no tenía información del nombre del clínico ni de su nivel de experiencia.

Se realizó un procesado de la TC de cada mandíbula *postcolocación* y una importación de la planificación original que fueron superpuestas utilizando la herramienta de ajuste de mallas por puntos y regiones. Figuras 27 y 28. (Todos los pasos del proceso de medida se pueden consultar en el ANEXO I).

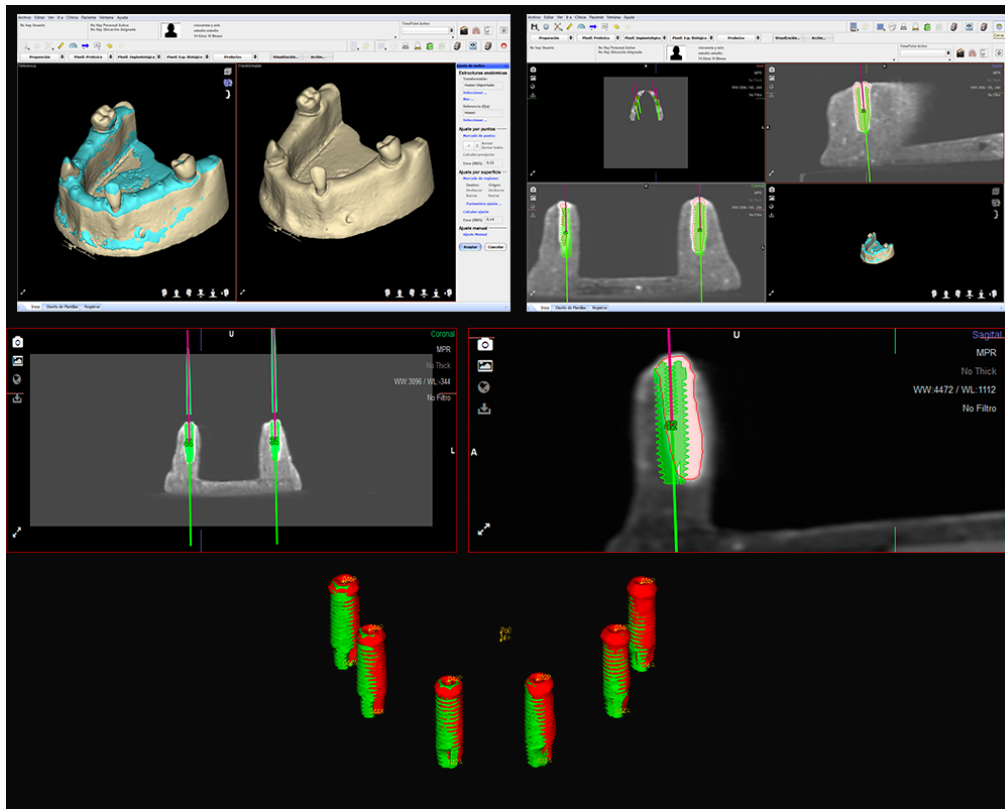


FIGURA 27. IMAGEN DEL PROCESO DE MEDICIÓN.

La imagen del implante colocado se superpone a la de la planificación

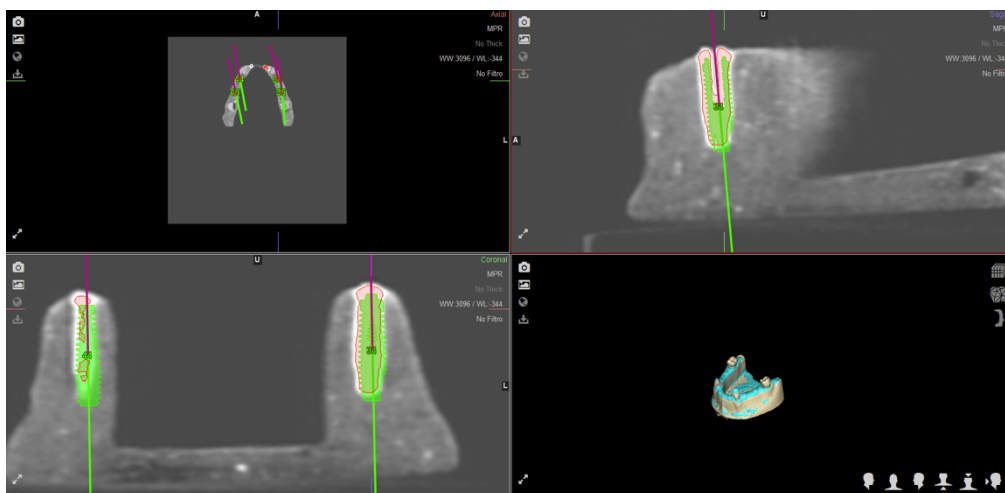


FIGURA 28. OTRO MOMENTO DEL PROCESO DE MEDICIÓN DE LAS DIFERENCIAS.

## PARÁMETROS EVALUADOS

Se identificó el centro de la plataforma y el centro del ápex en la planificación y en cada implante.

Un observador ciego (sin información sobre el nombre del clínico y el nivel de experiencia) midió las discrepancias entre la posición planificada y la posición el implante insertado en el centro del ápex y la plataforma. Con estas medidas el software calculó el ángulo generado entre el eje de la planificación y del implante.

La distancia entre los dos centros de la plataforma de los implantes representa la desviación global que puede descomponerse en un componente a lo largo del eje del implante planificado (desviación en profundidad) y en otra parte perpendicular a ella (desviación en horizontal). El Angulo de desviación es el Angulo 3D formado por las líneas centrales del implante planificado e instalado. Figura 29.

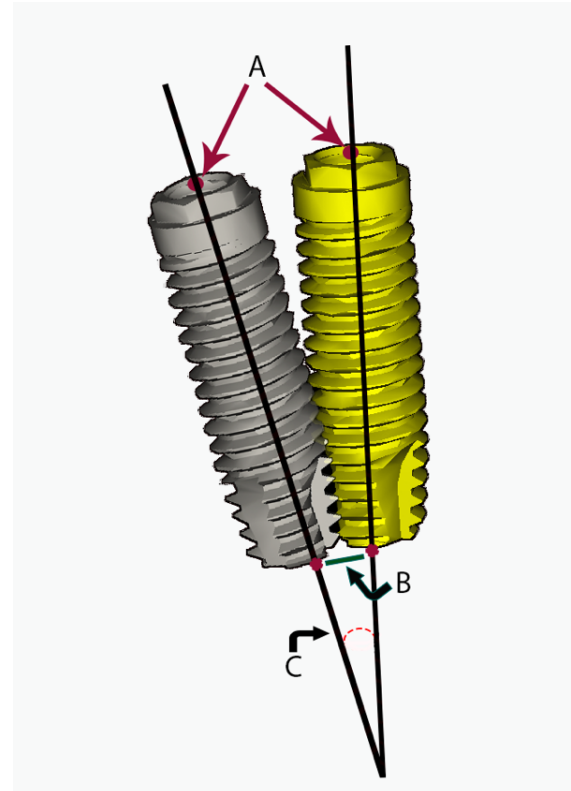


FIGURA 29. REPRESENTACIÓN DE LAS MEDIDAS REALIZADAS EN EL ESTUDIO.

a) Diferencias en la plataforma; b) diferencias en los ápices; c) ángulo entre los ejes de la planificación y el implante

## ANÁLISIS DE LOS DATOS

Las diferencias en milímetros entre el centro de la plataforma en la planificación y el centro del implante fueron codificadas como DESVIACIÓN DE LA PLATAFORMA (PLAT). Las diferencias en milímetros entre el ápex del implante en la planificación y el ápex en el implante colocado fueron codificadas como DESVIACIÓN DEL APEX (APEX) y las diferencias en grados en el ángulo entre

el implante planificado y el implante colocado fueron codificadas como DESVIACIÓN DEL ÁNGULO (AXIS).

Las medidas obtenidas de las discrepancias en la posición fueron analizadas y comparadas entre los grupos para encontrar diferencias en la precisión de la colocación de los implantes entre los clínicos y entre los diferentes grupos según el nivel de experiencia.

En primer lugar, se realizó un estudio descriptivo, resumiendo la información contenida en los datos a partir de la media, desviación típica (SD), máximo y mínimo y representándola gráficamente a través de violin-plots y diagramas de dispersión. Posteriormente se llevó a cabo el análisis estadístico inferencial basado en la aplicación del análisis de la varianza multivariante (MANOVA) para diseños anidados, realizándose comparaciones múltiples mediante el método de Tukey. Todo ello se aplicó a las variables seleccionadas según las tres medidas que correspondían a cada posición.

El análisis de los datos se realizó usando el paquete de software estadístico IBM SPSS Statistics 22 y el software para análisis de datos y lenguaje de programación R, versión 3.6.1.

Un valor de  $p \leq 0.05$  se consideró estadísticamente significativo.

La discrepancia en las medidas fue analizada en los diferentes grupos y fue comparado para encontrar diferencias en la precisión de la inserción de los implantes entre los diferentes grupos de clínicos. Se hicieron diferentes comparaciones:

1. Variabilidad intracirujano en cada uno de los participantes en el estudio comparando los 30 valores de cada clínico (5 mandíbulas con 6 implantes cada una) midiendo la media de error y la desviación estándar.
2. Variabilidad entre el lado derecho en izquierdo comparando los quince valores del lado derecho con los quince del lado izquierdo
3. Variabilidad entre los participantes con el mismo nivel de experiencia. Este análisis evalúa la homogeneidad de cada grupo.
4. Variabilidad entre todos los participantes con diferente nivel de experiencia. Comparando los valores en los grupos con diferente nivel de experiencia se evalúa la precisión nominal del sistema





RESULTADOS



## RESULTADOS

La tabla 4, muestra las desviaciones medias en las medidas de la plataforma de los implantes en cada cirujano con respecto a la planificación.

Código del cirujano	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Limite Inferior	Limite Superior		
I-1	30	0.553	0.175	0.032	0.387	0.618	0.20	0.90
I-2	30	0.346	0.181	0.033	0.278	0.414	0.10	0.70
I-3	30	0.45	0.247	0.045	0.357	0.542	0.10	1.30
I-4	30	0.343	0.188	0.034	0.272	0.413	0.10	0.70
I-5	30	0.51	0.430	0.078	0.349	0.670	0.10	1.70
II-1	30	0.396	0.169	0.030	0.333	0.459	0.10	0.80
II-2	30	0.576	0.305	0.055	0.462	0.690	0.10	1.10
II-3	30	0.480	0.171	0.031	0.416	0.543	0.20	0.90
II-4	30	0.516	0.256	0.046	0.321	0.612	0.10	1.10
II-5	30	0.590	0.329	0.060	0.466	0.713	0.10	1.50
III-1	30	0.343	0.167	0.030	0.280	0.405	0.10	1.00
III-2	30	0.403	0.190	0.034	0.332	0.474	0.20	0.90
III-3	30	0.293	0.131	0.023	0.244	0.342	0.10	0.70
III-4	30	0.363	0.184	0.033	0.294	0.532	0.20	0.90
III-5	30	0.370	0.174	0.031	0.304	0.535	0.00	0.90

TABLA 4. DESVIACIÓN GLOBAL DE LA PLATAFORMA PARA CADA CIRUJANO

\*Medidas expresadas en milímetros. N= número de implantes insertados por cada cirujano. Media= desviación media; Mínimo= valor de desviación mínimo; Máximo= Valor de desviación máximo.

GRÁFICO 1. DESVIACIÓN EN LA PLATAFORMA. POSICIÓN 32. POR CIRUJANO

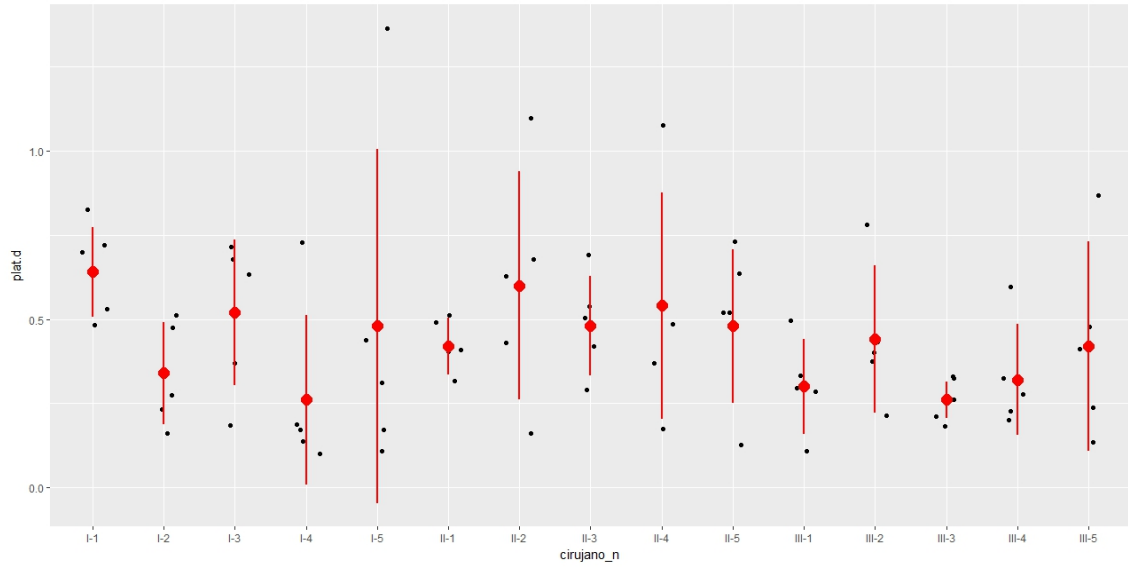


GRÁFICO 2. DESVIACIÓN EN LA PLATAFORMA. POSICIÓN 32. POR GRUPOS

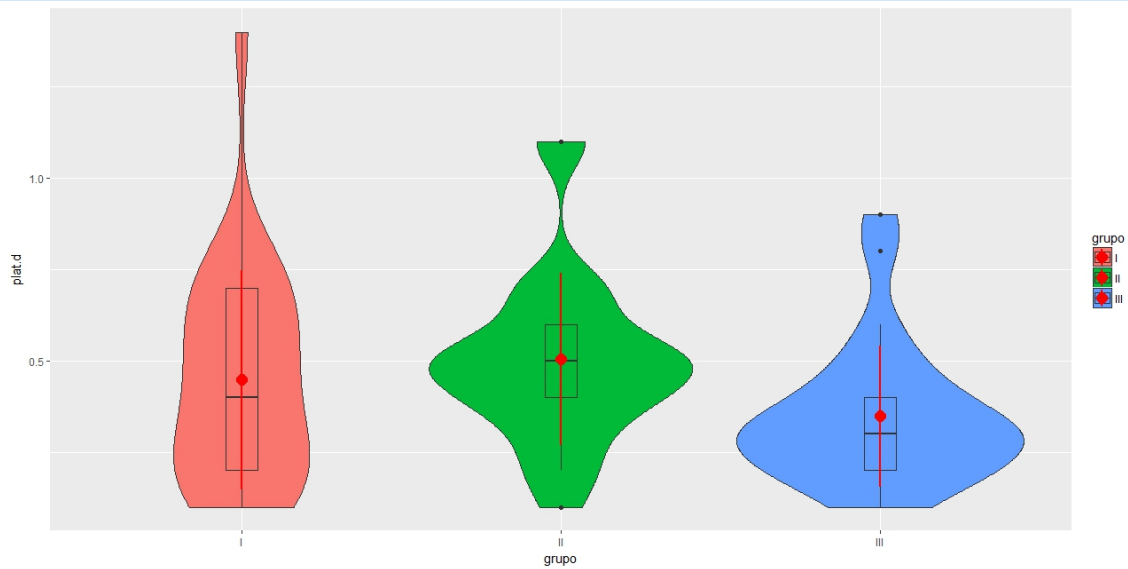


GRÁFICO 3. DESVIACIÓN EN LA PLATAFORMA. POSICIÓN 34. POR CIRUJANOS

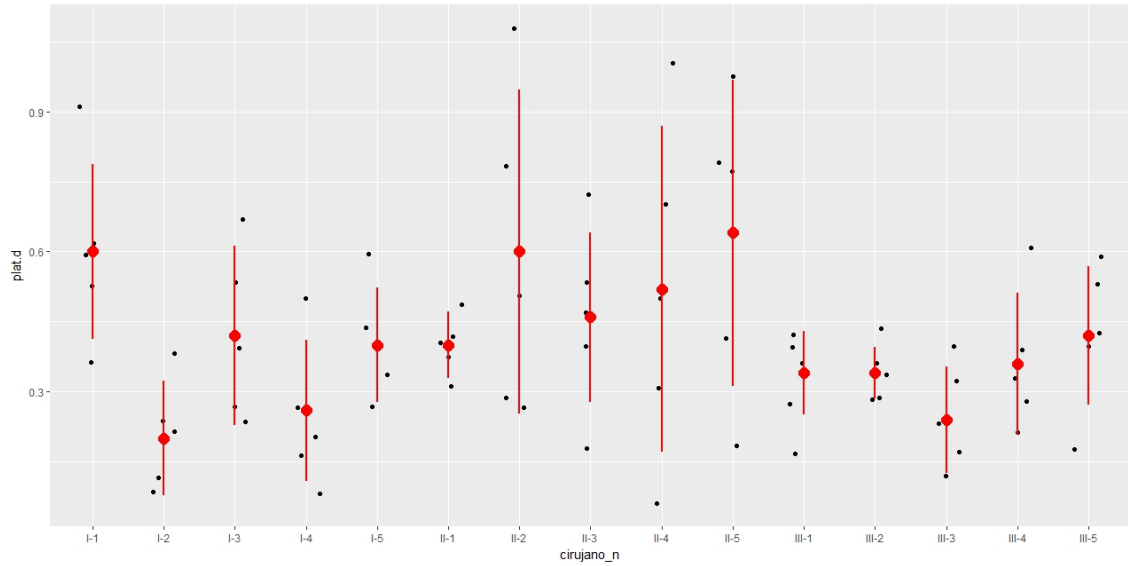


GRÁFICO 4. DESVIACIÓN EN LA PLATAFORMA. POSICIÓN 34. POR GRUPOS

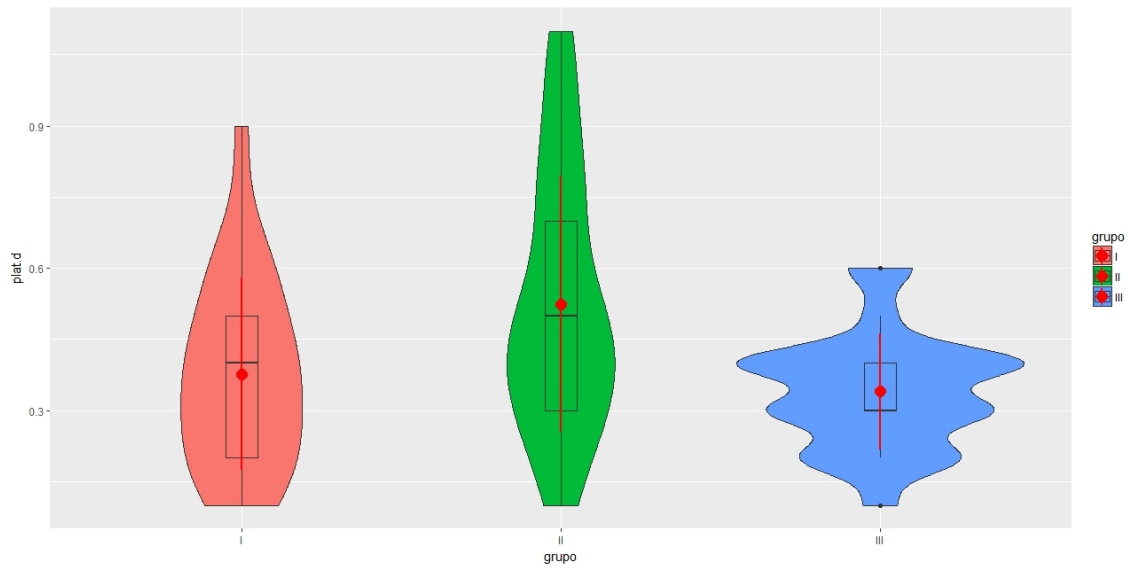


GRÁFICO 5. DESVIACIÓN EN LA PLATAFORMA. POSICIÓN 36. POR CIRUJANOS

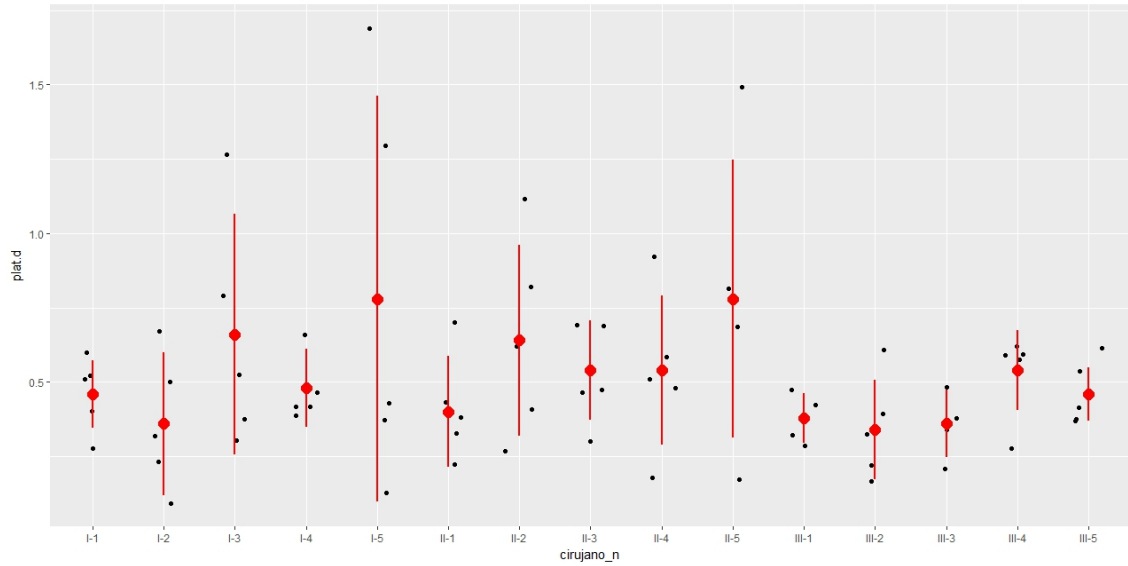


GRÁFICO 6. DESVIACIÓN EN LA PLATAFORMA. POSICIÓN 36. POR GRUPOS

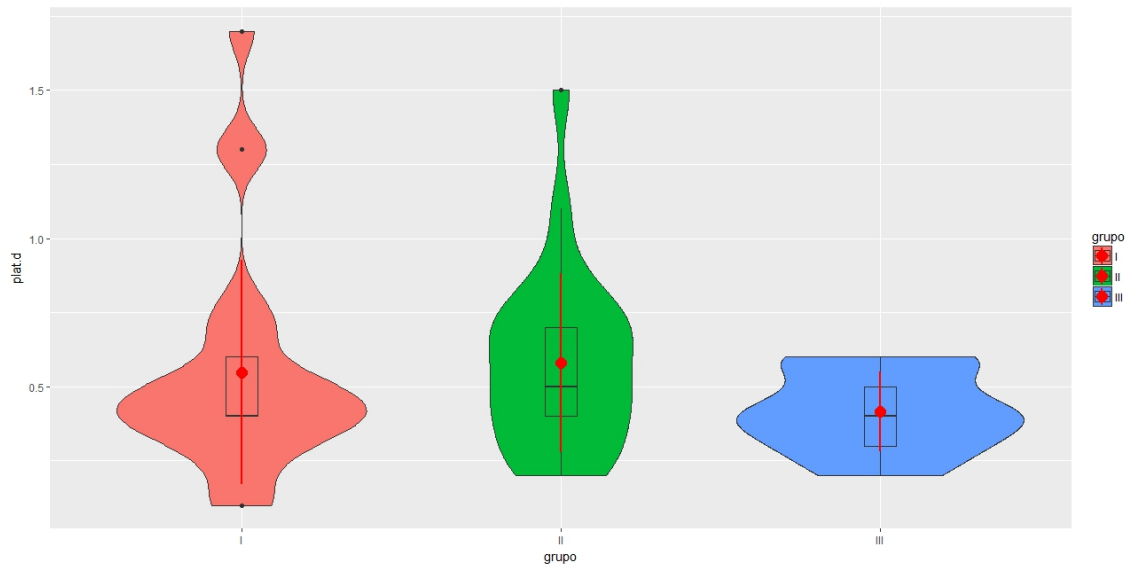


GRÁFICO 7. DESVIACIÓN EN LA PLATAFORMA. POSICIÓN 42. POR CIRUJANOS

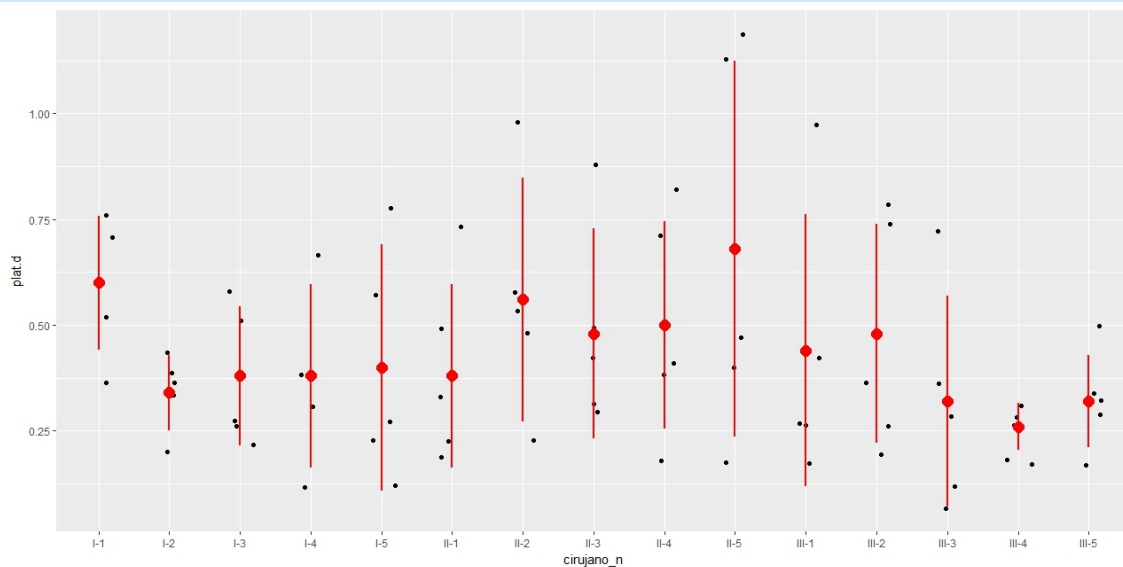


GRÁFICO 8. DESVIACIÓN EN LA PLATAFORMA. POSICIÓN 42. POR GRUPOS

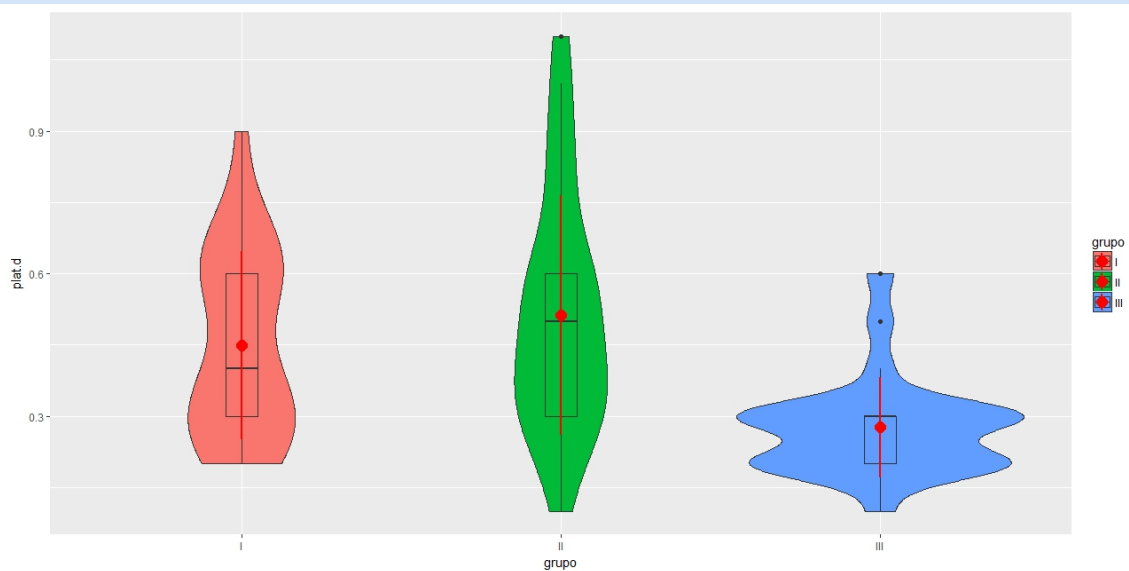


GRÁFICO 9. DESVIACIÓN EN LA PLATAFORMA. POSICIÓN 44. POR CIRUJANOS

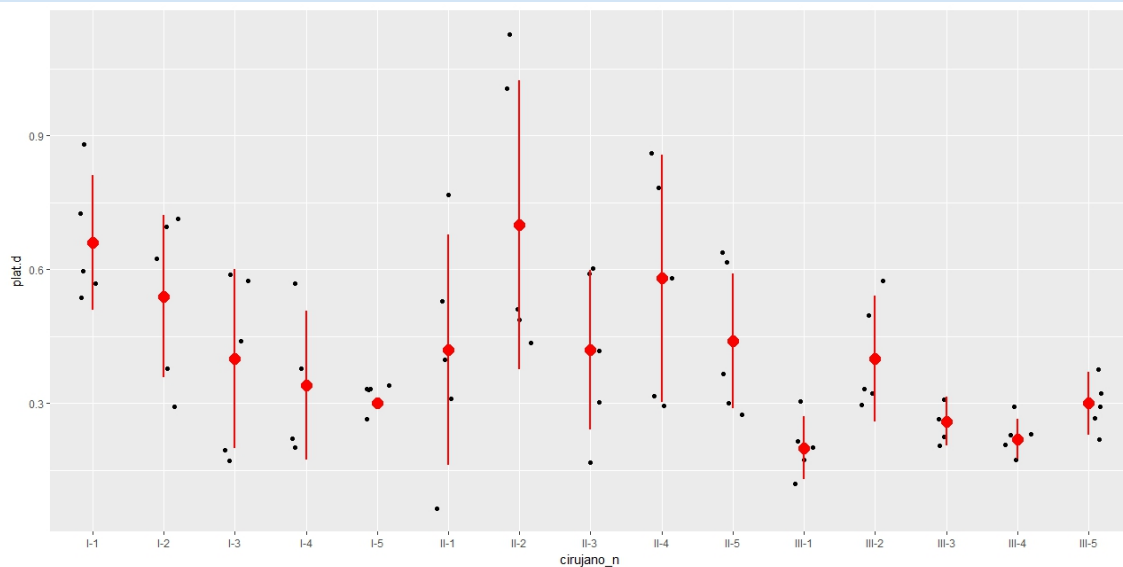


GRÁFICO 10. DESVIACIÓN EN LA PLATAFORMA. POSICIÓN 44. POR GRUPOS

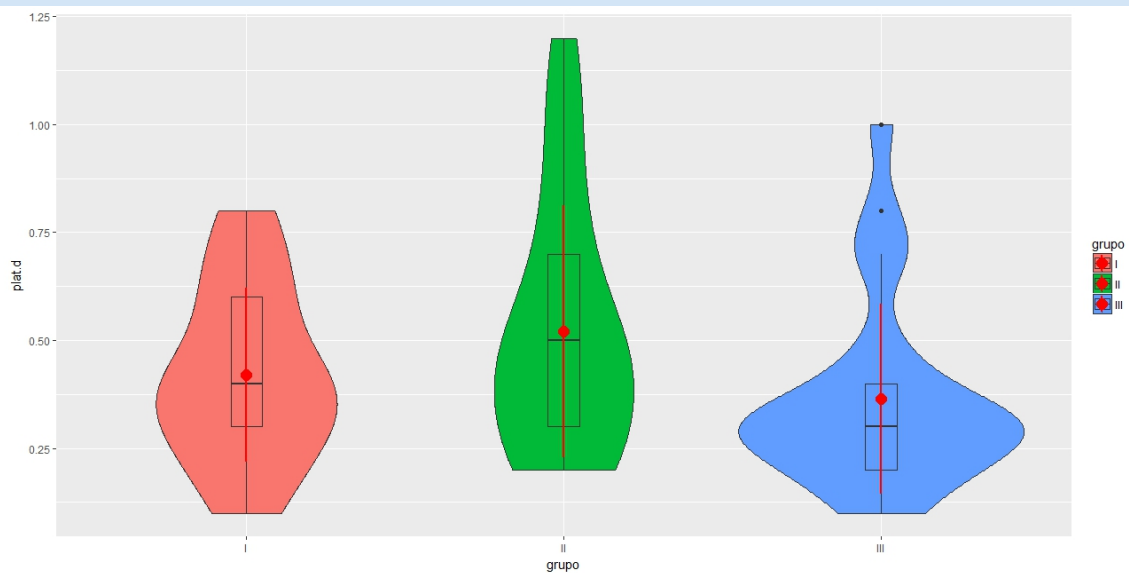




GRÁFICO 11. DESVIACIÓN EN LA PLATAFORMA. POSICIÓN 46. POR CIRUJANOS

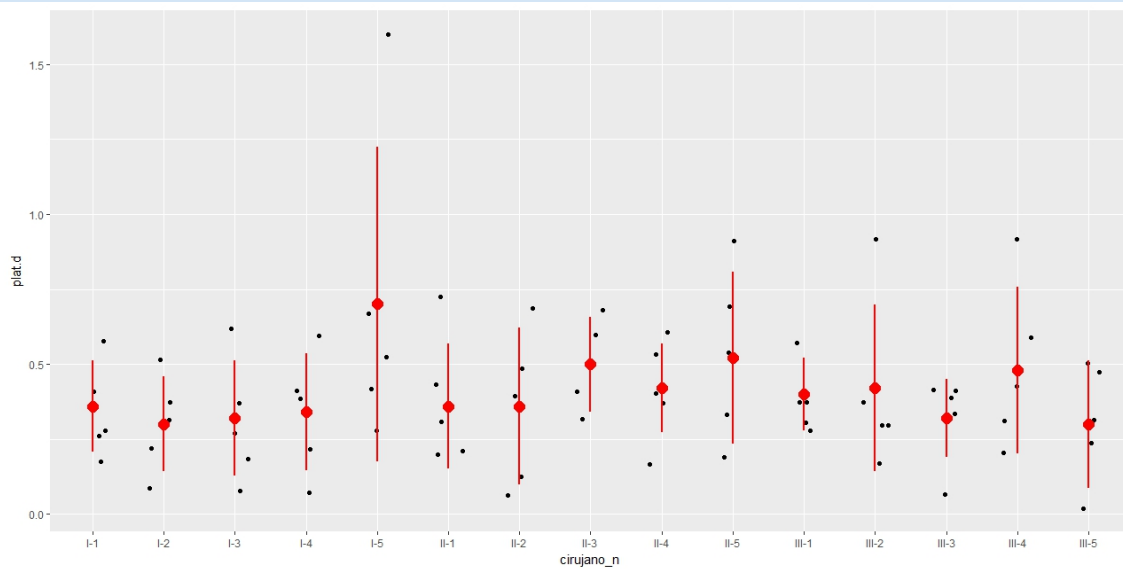
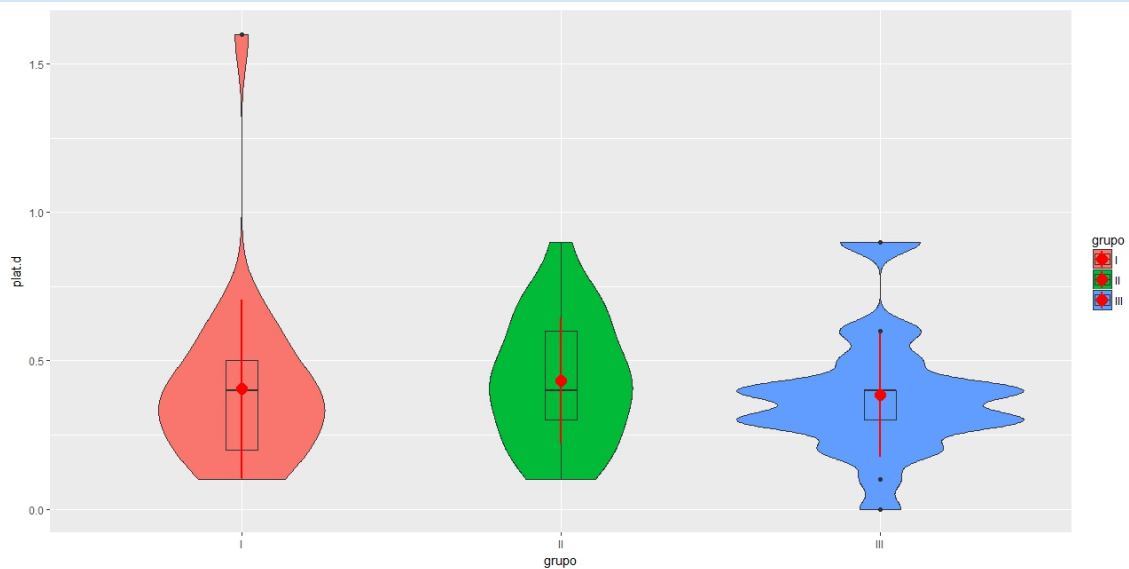


GRÁFICO 12. DESVIACIÓN EN LA PLATAFORMA. POSICIÓN 46. POR GRUPOS



La tabla 5 muestra las desviaciones medias en las medidas del ápex de los implantes en cada cirujano con respecto a la planificación.

Código del cirujano	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Limite Inferior	Limite Superior		
I-1	30	1.03	0.426	0.077	0.870	1.189	0.30	2.20
I-2	30	0.69	0.330	0.060	0.566	0.813	0.10	1.30
I-3	30	0.83	0.430	0.078	0.672	0.993	0.30	1.70
I-4	30	0.57	0.255	0.046	0.481	0.672	0.10	1.00
I-5	30	0.76	0.460	0.084	0.591	0.935	0.20	2.00
II-1	30	0.69	0.299	0.054	0.581	0.805	0.30	1.30
II-2	30	0.90	0.363	0.066	0.770	1.042	0.30	1.70
II-3	30	0.81	0.252	0.046	0.722	0.910	0.30	1.30
II-4	30	0.78	0.251	0.045	0.686	0.873	0.40	1.30
II-5	30	0.87	0.322	0.058	0.749	0.990	0.30	1.60
III-1	30	0.79	0.292	0.053	0.684	0.902	0.30	1.50
III-2	30	0.77	0.266	0.048	0.670	0.869	0.30	1.30
III-3	30	0.68	0.213	0.039	0.600	0.759	0.30	1.20
III-4	30	0.786	0.263	0.048	0.688	0.885	0.40	1.30
III-5	30	0.890	0.331	0.060	0.766	1.013	0.40	1.60

TABLA 5. DESVIACIÓN GLOBAL DEL ÁPEX PARA CADA CIRUJANO

\*Medidas expresadas en milímetros. N= número de implantes insertados por cada cirujano; Media= desviación media; Mínimo= valor de desviación mínimo; Máximo= Valor de desviación máximo.

GRÁFICO 13. DESVIACIÓN EN EL ÁPEX. POSICIÓN 32. POR CIRUJANOS

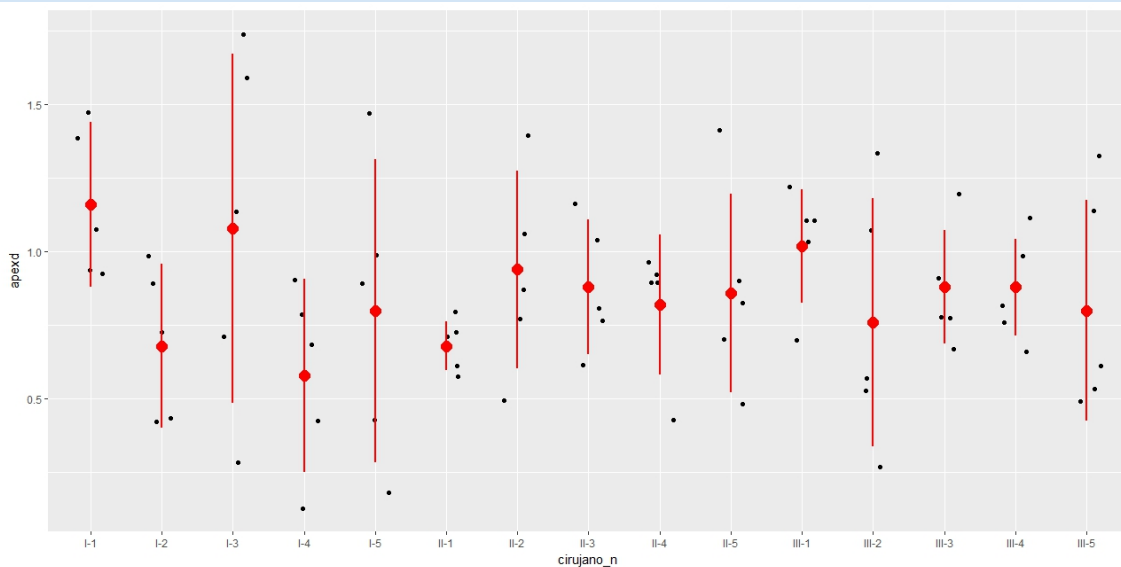


GRÁFICO 14. DESVIACIÓN EN EL ÁPEX. POSICIÓN 32. POR GRUPOS

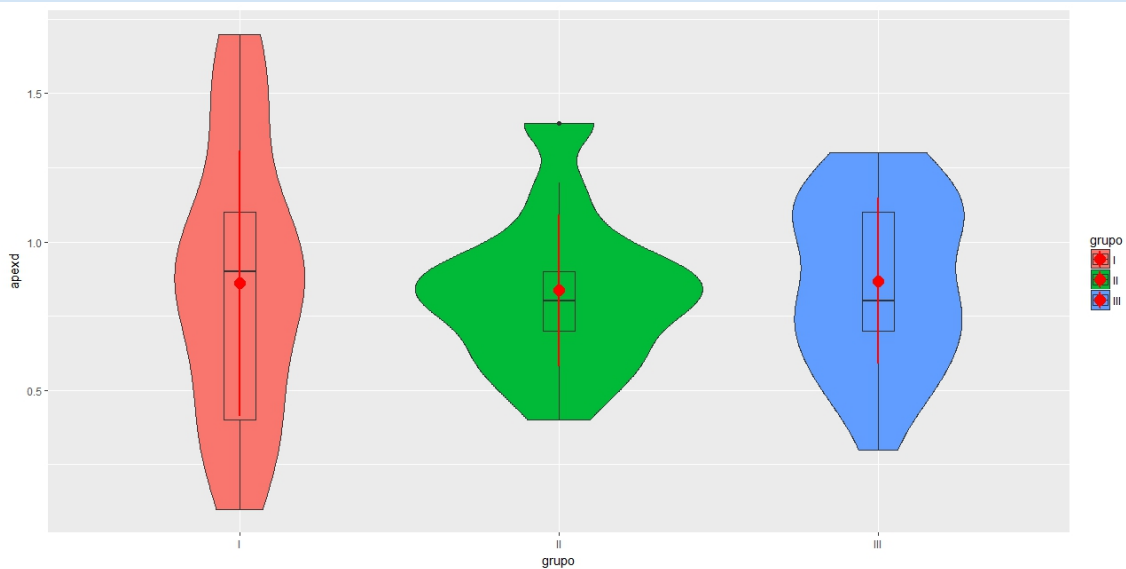


GRÁFICO 15. DESVIACIÓN EN EL ÁPEX. POSICIÓN 34. POR CIRUJANOS

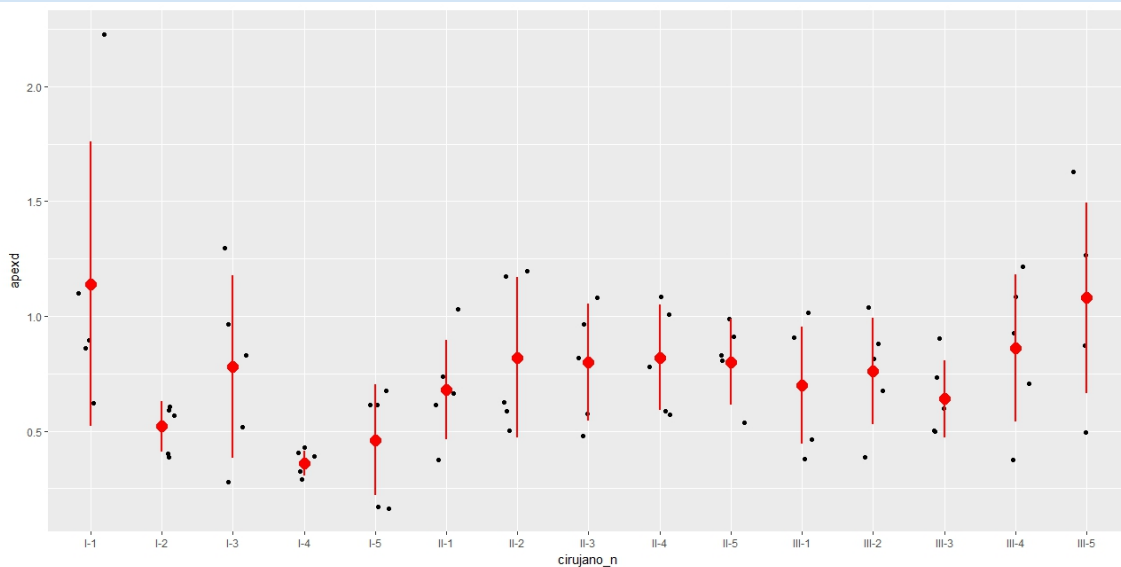


GRÁFICO 16. DESVIACIÓN EN EL ÁPEX. POSICIÓN 34. POR GRUPOS

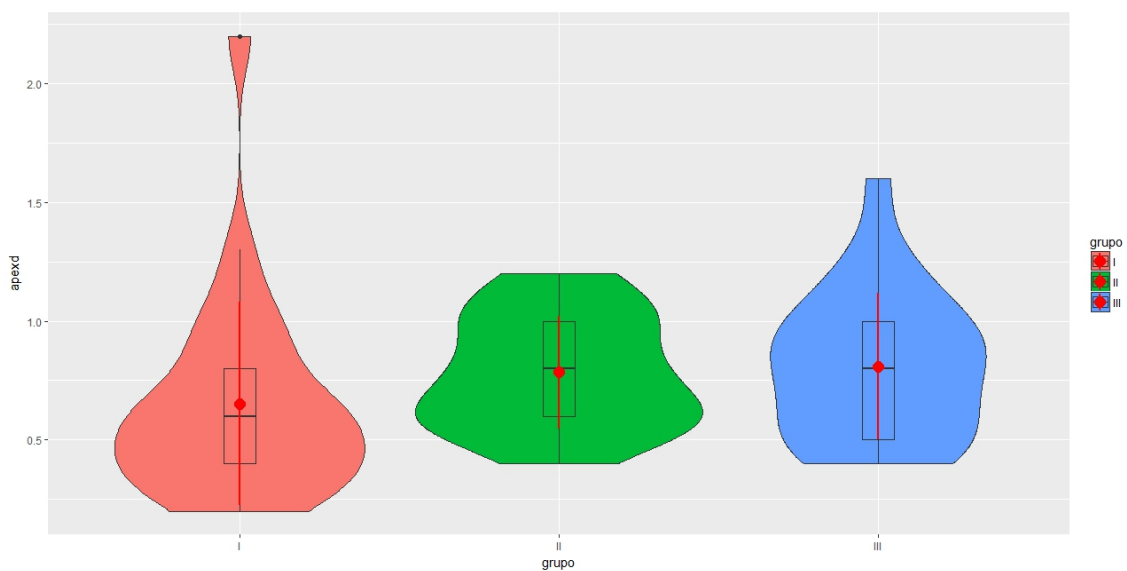


GRÁFICO 17. DESVIACIÓN EN EL ÁPEX. POSICIÓN 36. POR CIRUJANOS

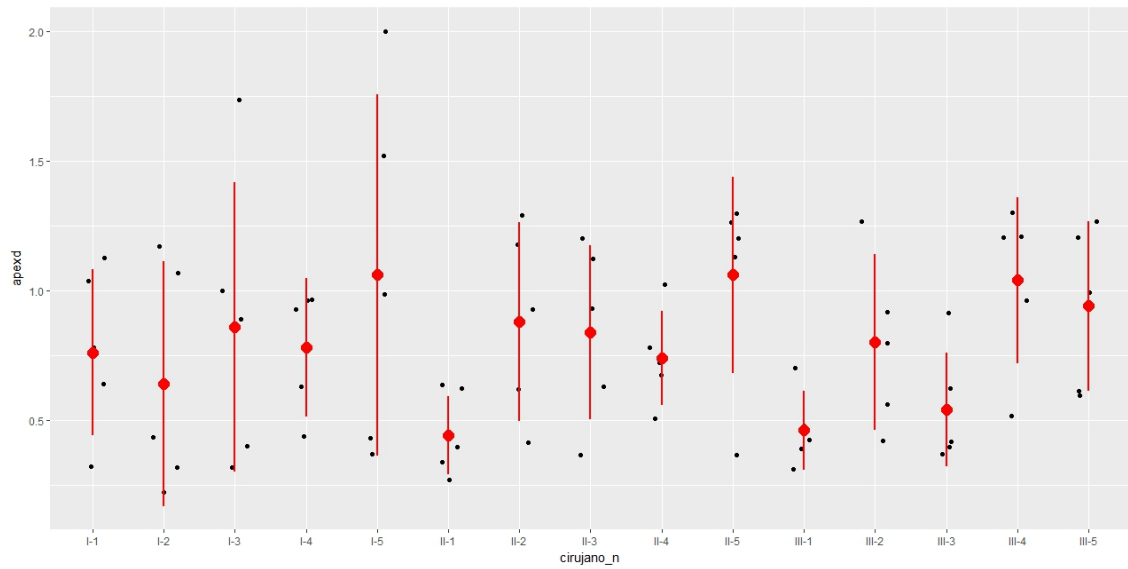


GRÁFICO 18. DESVIACIÓN EN EL ÁPEX. POSICIÓN 36. POR GRUPOS

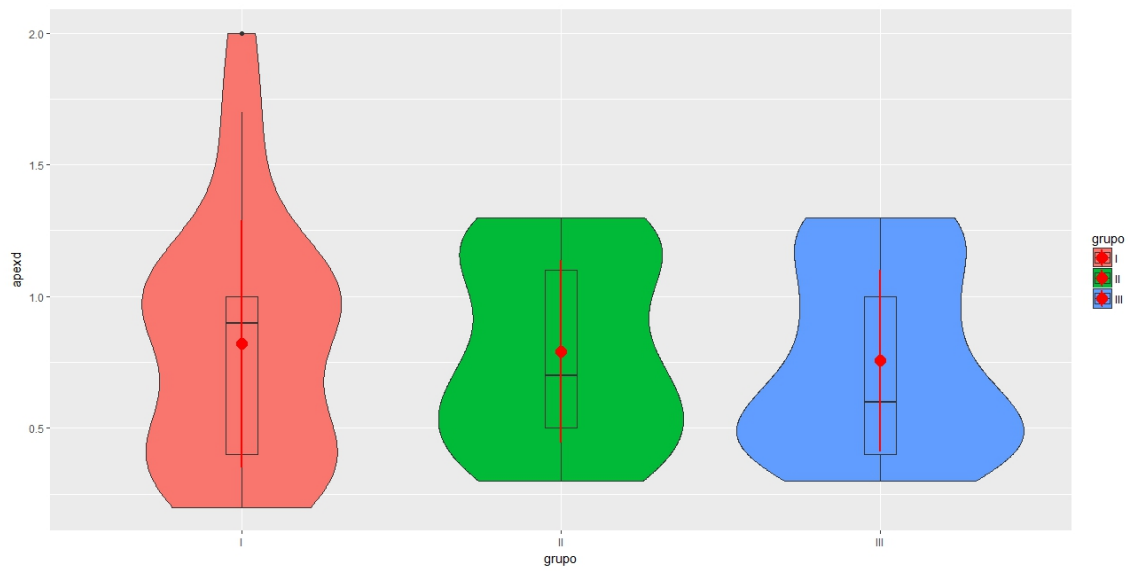


GRÁFICO 19. DESVIACIÓN EN EL ÁPEX. POSICIÓN 42. POR CIRUJANOS

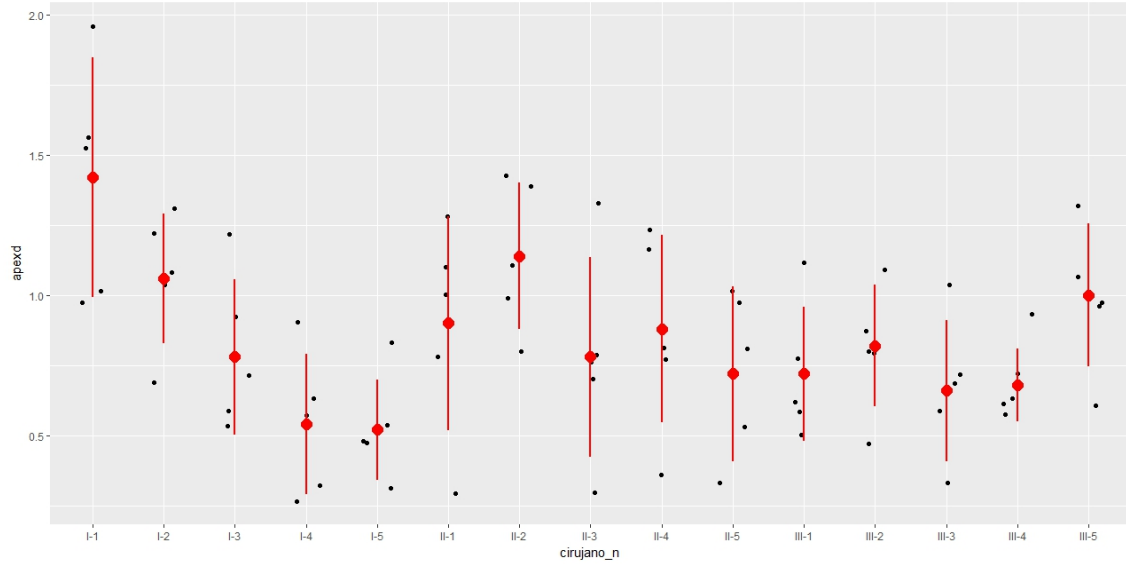


GRÁFICO 20. DESVIACIÓN EN EL ÁPEX. POSICIÓN 42. POR GRUPOS

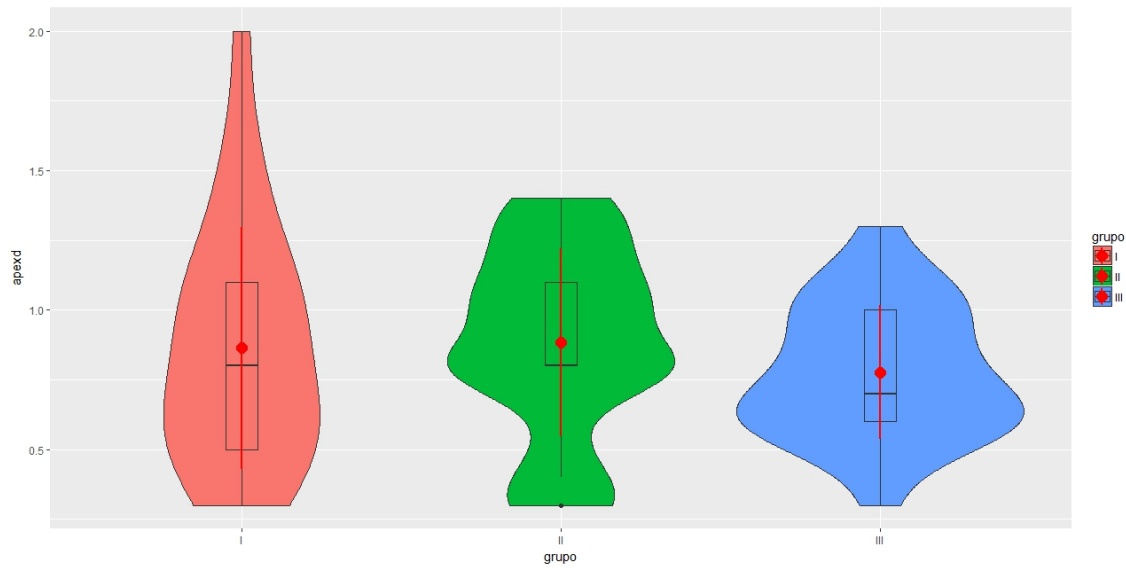


GRÁFICO 21. DESVIACIÓN EN EL ÁPEX. POSICIÓN 44. POR CIRUJANOS

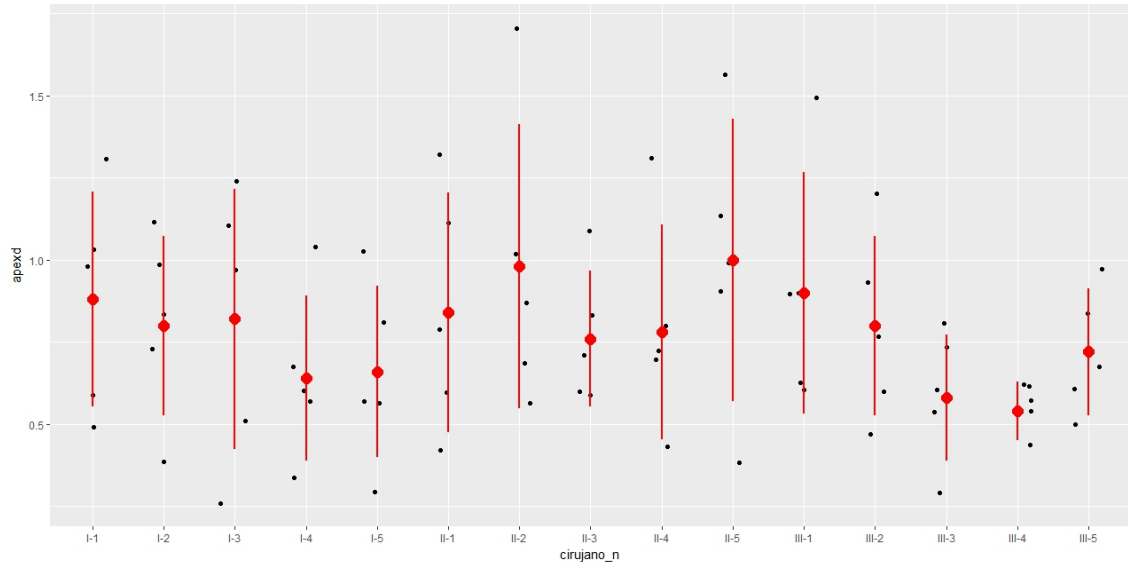


GRÁFICO 22. DESVIACIÓN EN EL ÁPEX. POSICIÓN 44. POR GRUPOS

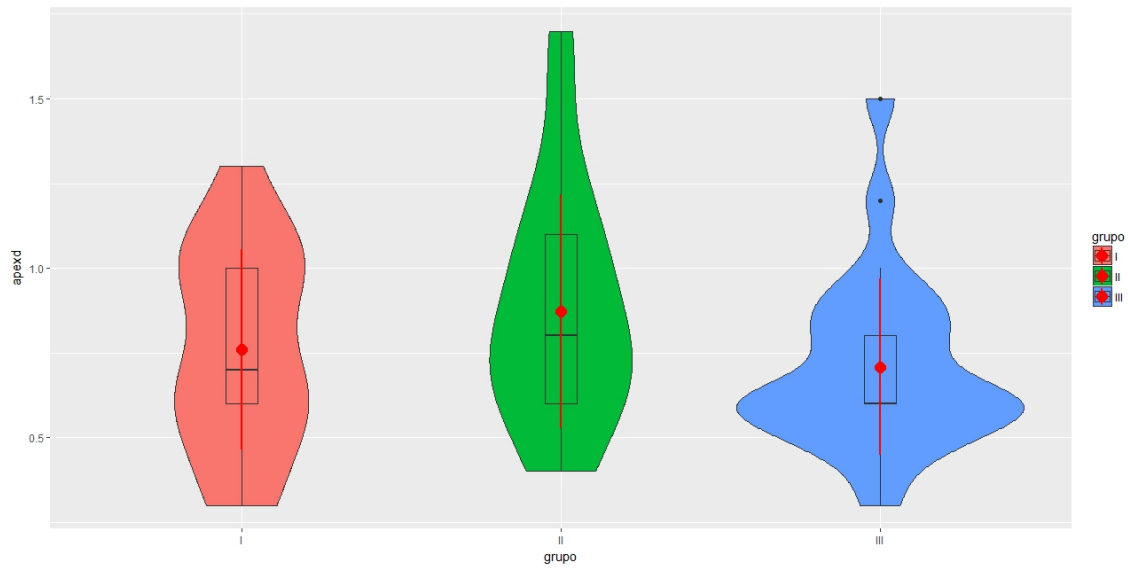


GRÁFICO 23. DESVIACIÓN EN EL ÁPEX. POSICIÓN 46. POR CIRUJANOS

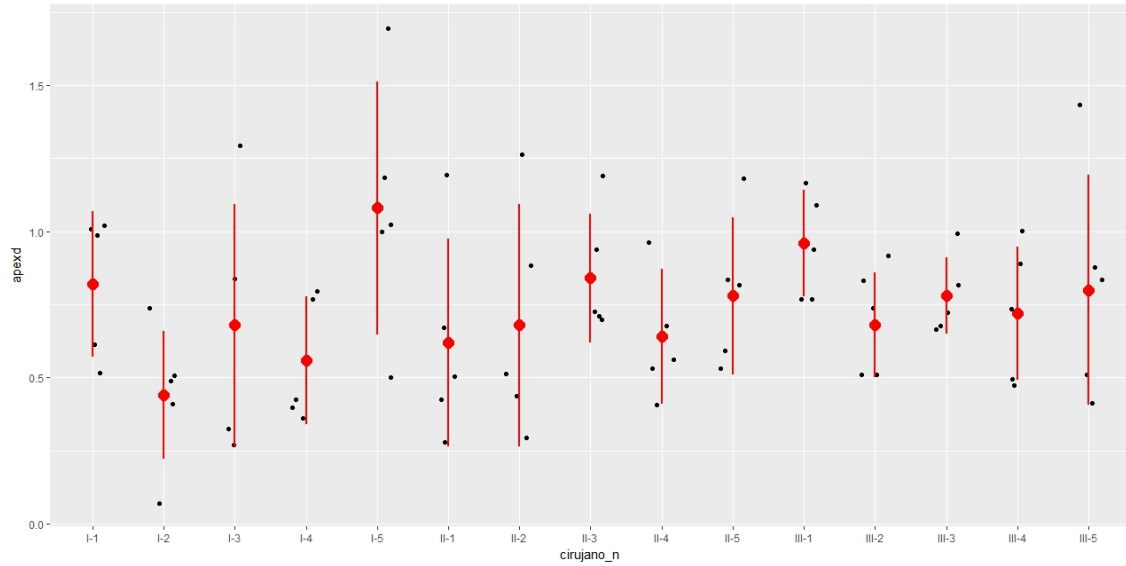
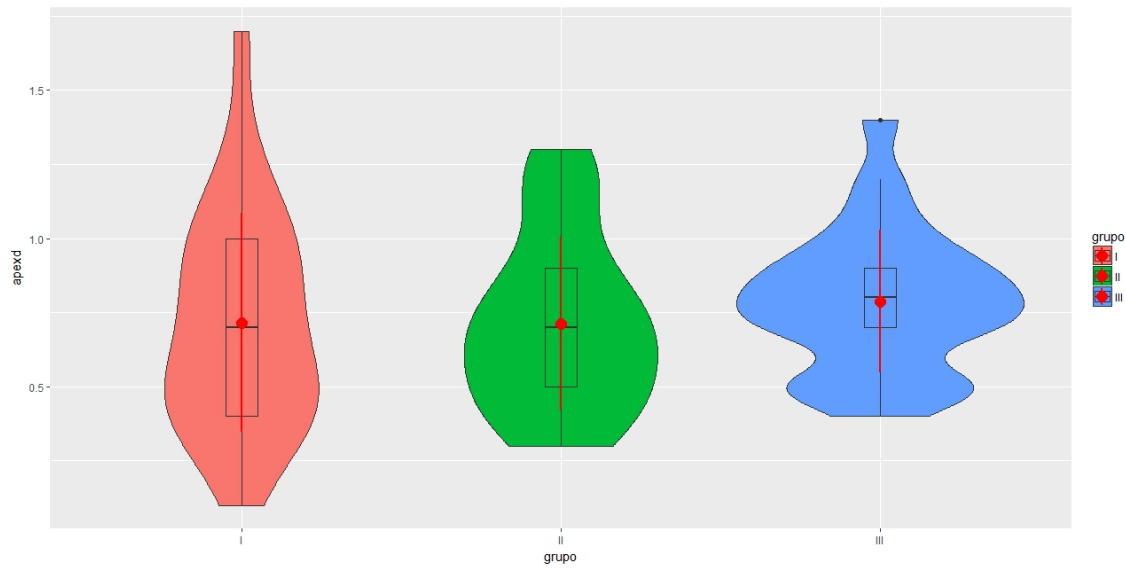


GRÁFICO 24. DESVIACIÓN EN EL ÁPEX. POSICIÓN 46. POR GRUPOS





La tabla 6 muestra las desviaciones medias en las medidas del ángulo de los implantes en cada cirujano con respecto a la planificación.

Código del cirujano	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite Inferior	Límite Superior		
I-1	30	2.933	1.917	0.350	2.217	3.649	0.50	7.50
I-2	30	2.010	0.927	0.169	1.663	2.356	0.60	4.20
I-3	30	2.223	1.298	0.237	1.738	2.7082	0.30	4.80
I-4	30	1.613	0.858	0.156	1.292	1.933	0.20	3.70
I-5	30	1.810	0.881	0.160	1.480	2.139	0.20	3.50
II-1	30	1.680	0.663	0.121	1.432	1.927	0.40	2.90
II-2	30	2.126	0.919	0.167	1.783	2.470	0.50	3.70
II-3	30	2.303	0.873	0.159	1.977	2.629	0.80	3.90
II-4	30	1.743	1.030	0.188	1.358	2.128	0.10	3.90
II-5	30	1.946	0.931	0.170	1.598	2.294	0.60	4.30
III-1	30	2.753	0.941	0.171	2.401	3.104	1.10	4.60
III-2	30	2.350	0.968	0.176	1.988	2.711	0.30	4.50
III-3	30	1.710	0.778	0.142	1.419	2.000	0.50	3.20
III-4	30	2.313	1.042	0.190	1.924	2.702	0.50	5.80
III-5	30	3.000	1.203	0.219	2.550	3.449	0.90	6.10

TABLA 6. DESVIACIÓN GLOBAL DEL ÁNGULO PARA CADA CIRUJANO

\*Medidas expresadas en grados. N= número de implantes insertados por cada cirujano. Media= desviación media; Mínimo= valor de desviación mínimo; Máximo= Valor de desviación máximo.

GRÁFICO 25. DESVIACIÓN EN EL ÁNGULO. POSICIÓN 32. POR CIRUJANOS

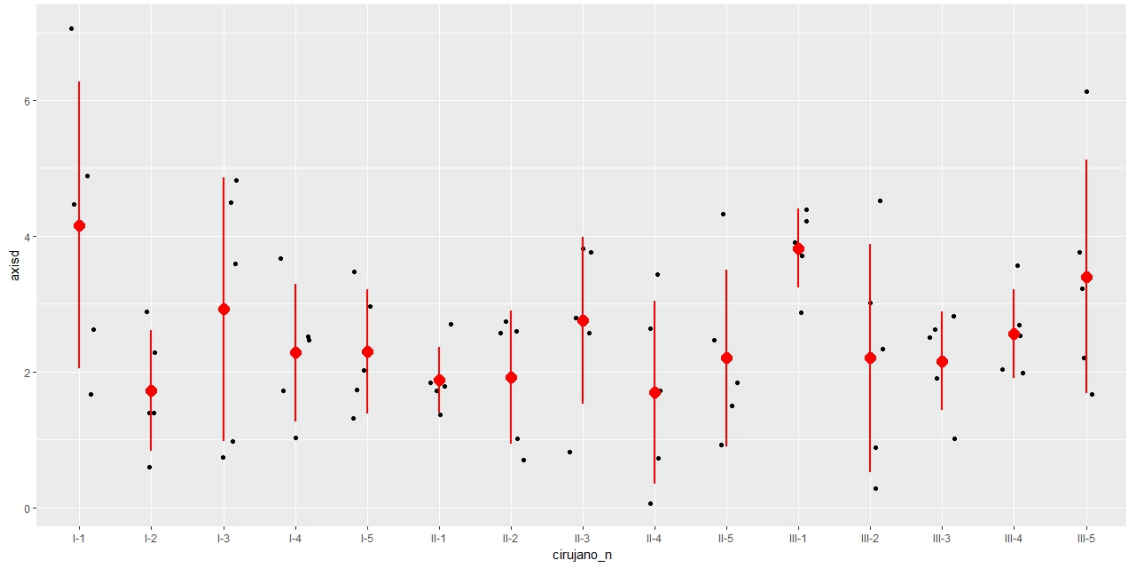


GRÁFICO 26. DESVIACIÓN EN EL ÁNGULO. POSICIÓN 32. POR GRUPOS

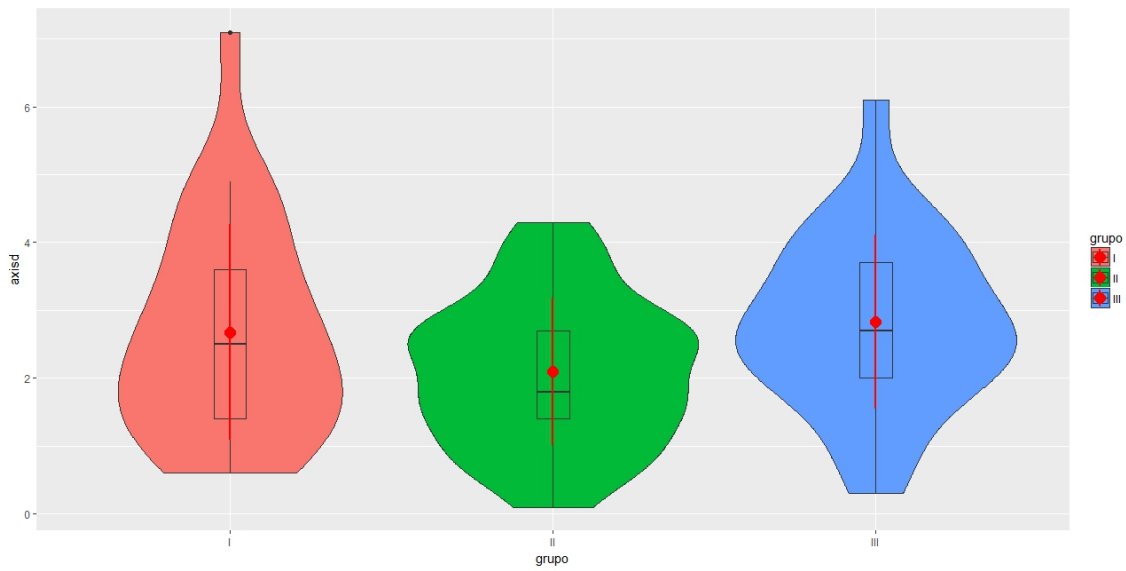


GRÁFICO 27. DESVIACIÓN EN EL ÁNGULO. POSICIÓN 34. POR CIRUJANOS

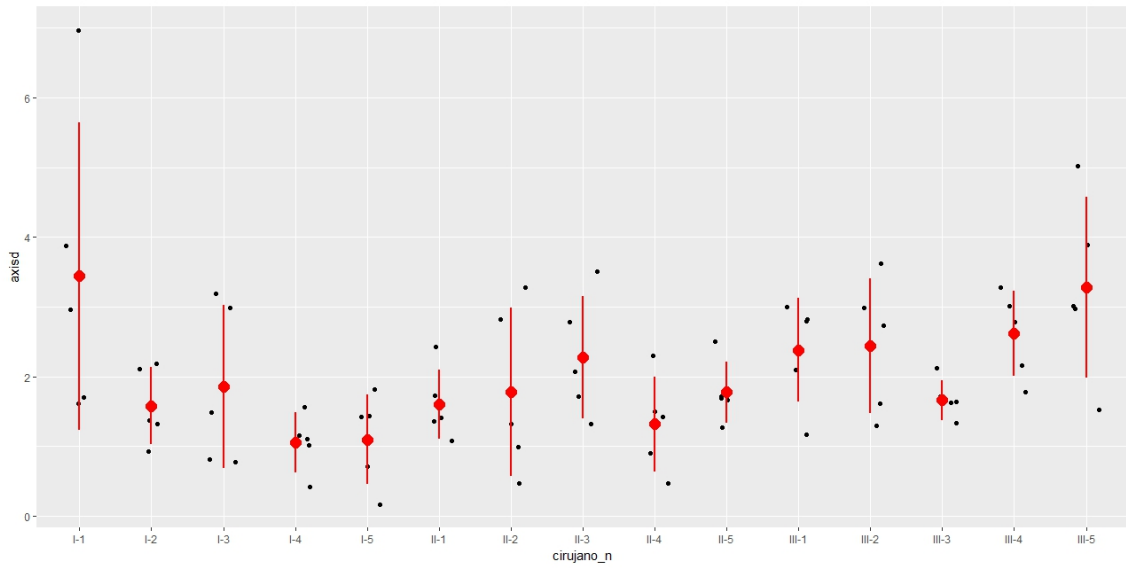


GRÁFICO 28. DESVIACIÓN EN EL ÁNGULO. POSICIÓN 34. POR GRUPOS

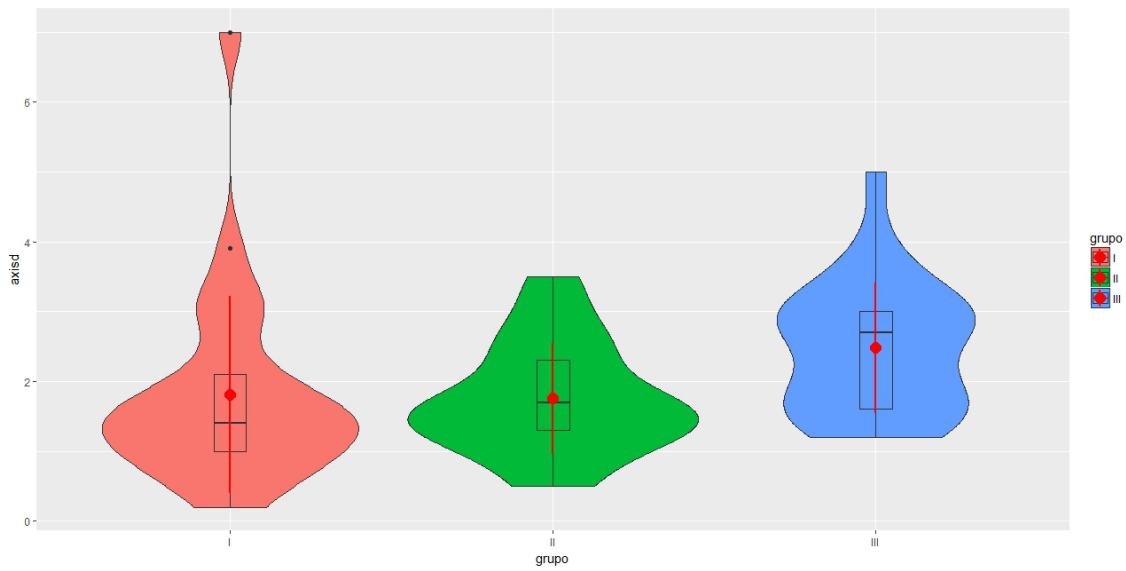


GRÁFICO 29. DESVIACIÓN EN EL ÁNGULO. POSICIÓN 36. POR CIRUJANOS

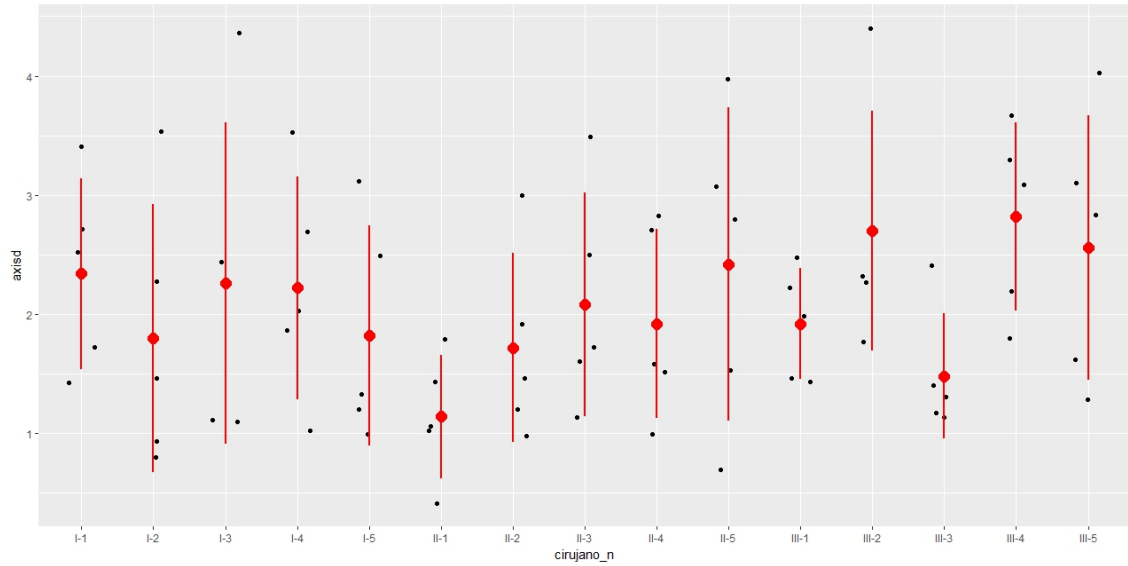


GRÁFICO 30. DESVIACIÓN EN EL ÁNGULO. POSICIÓN 36. POR GRUPOS

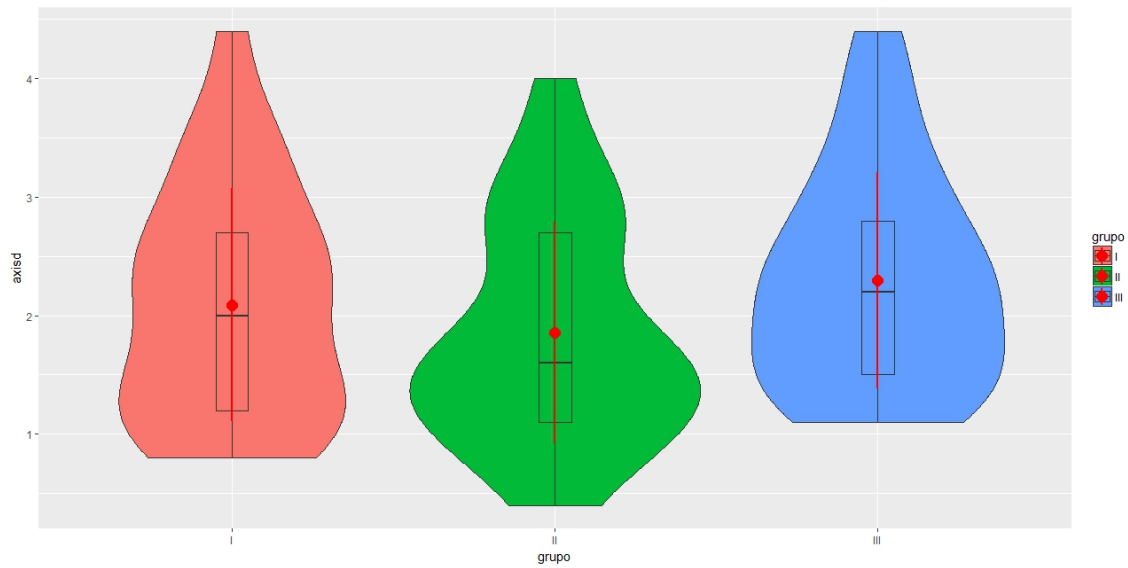


GRÁFICO 31. DESVIACIÓN EN EL ÁNGULO. POSICIÓN 42. POR CIRUJANOS

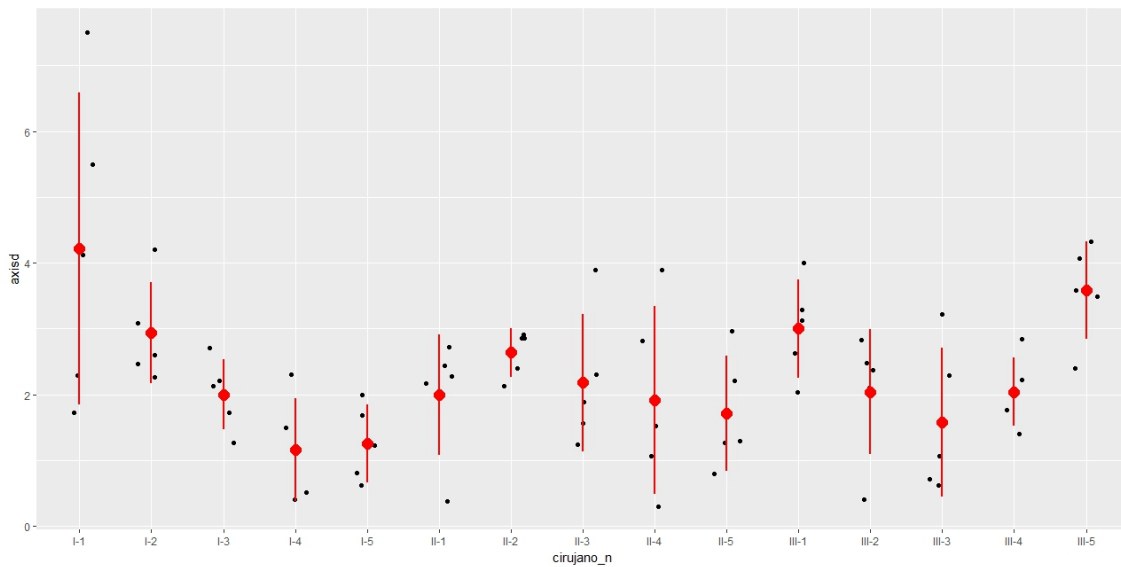


GRÁFICO 32. DESVIACIÓN EN EL ÁNGULO. POSICIÓN 42. POR GRUPOS

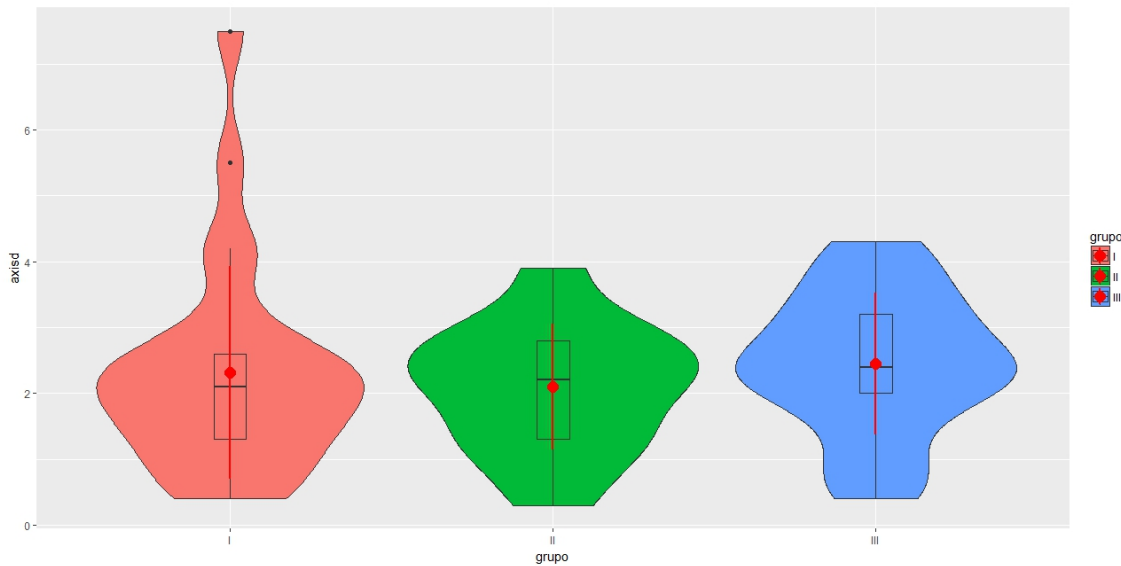


GRÁFICO 33. DESVIACIÓN EN EL ÁNGULO. POSICIÓN 44. POR CIRUJANOS

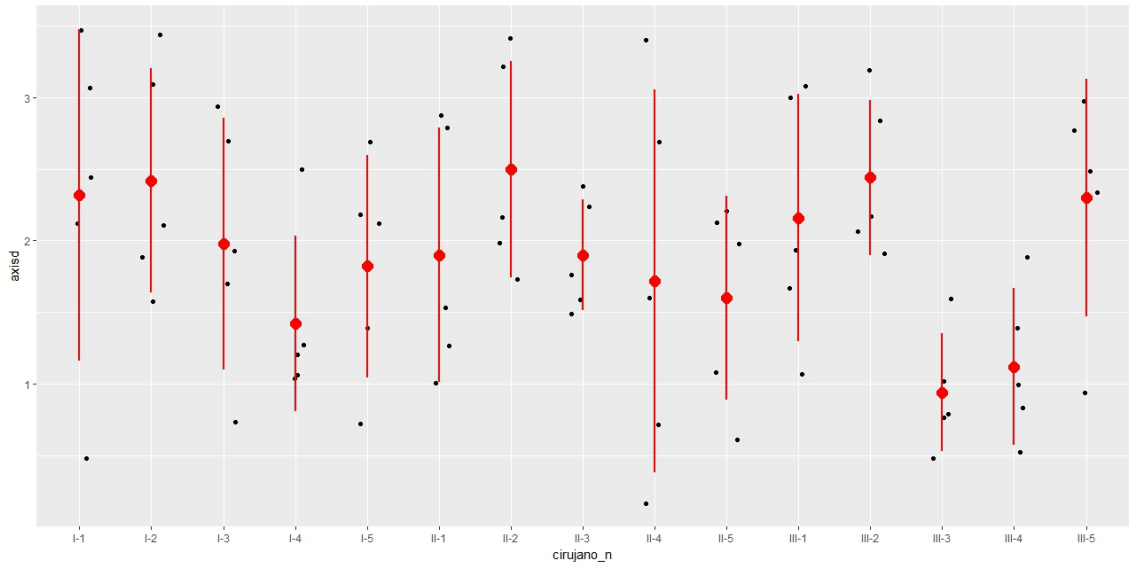


GRÁFICO 34. DESVIACIÓN EN EL ÁNGULO. POSICIÓN 44. POR GRUPOS

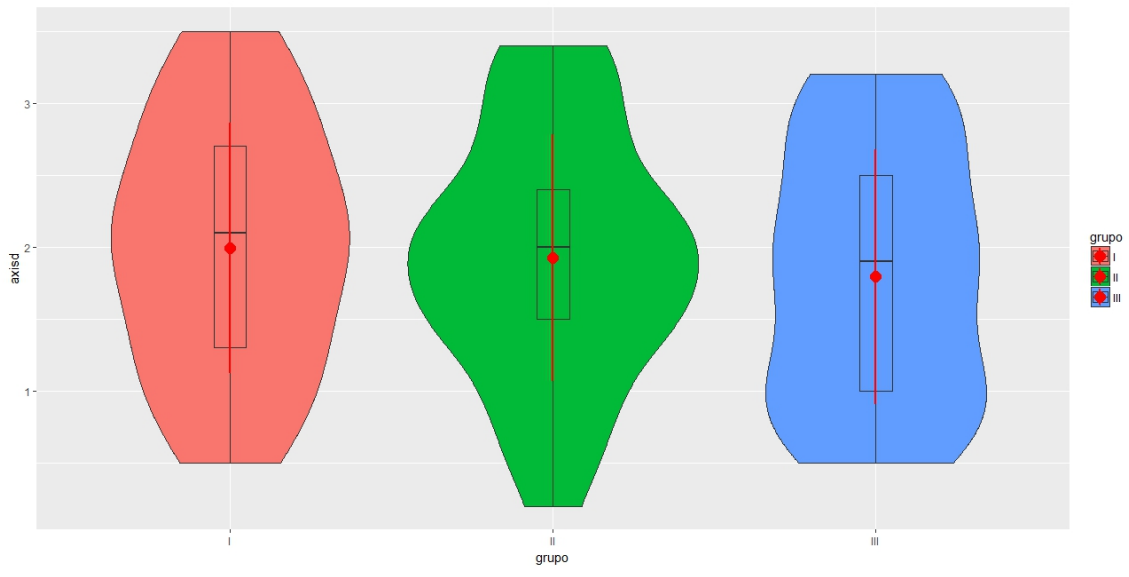


GRÁFICO 35. DESVIACIÓN EN EL ÁNGULO. POSICIÓN 46. POR CIRUJANOS

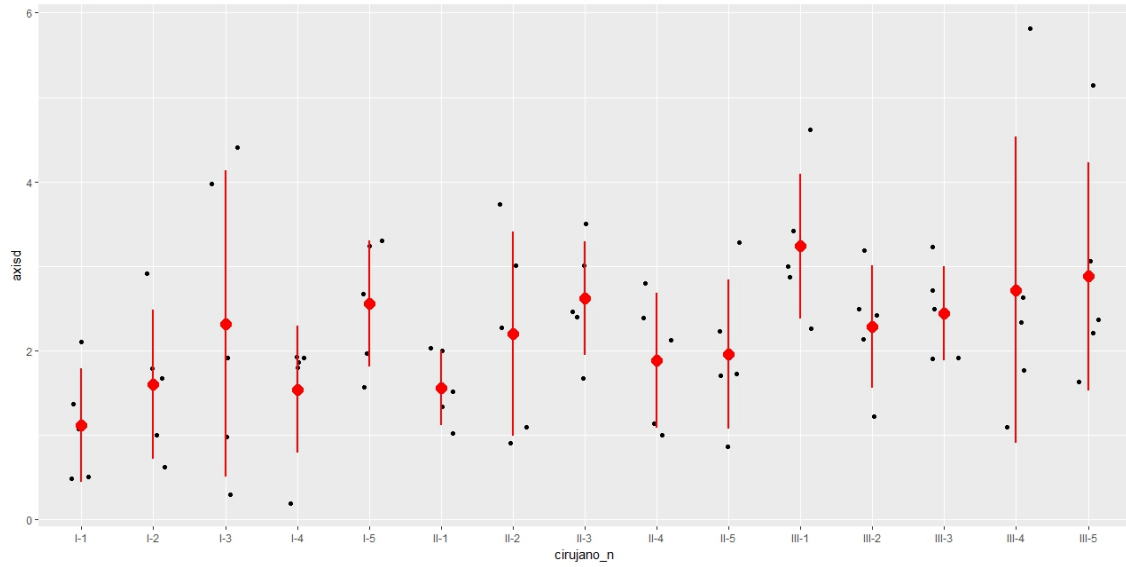
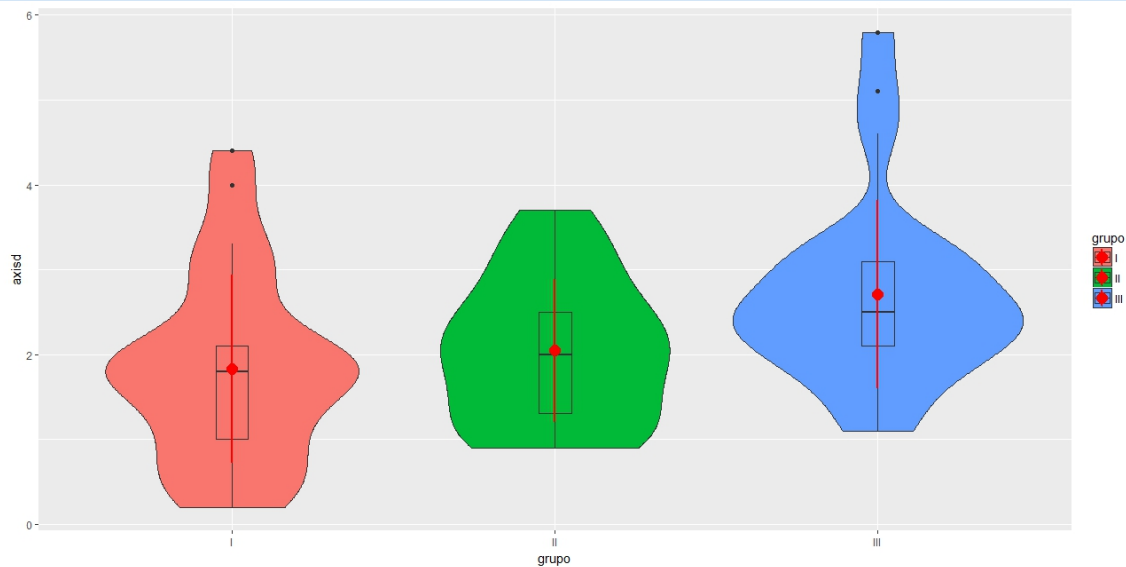


GRÁFICO 36. DESVIACIÓN EN EL ÁNGULO. POSICIÓN 46. POR GRUPOS



No se observaron diferencias significativas en la precisión *intracirujano*.

No se encontraron diferencias significativas en la precisión comparando los valores de desviación obtenidos en el lado derecho con respecto al izquierdo.

No encontramos diferencias significativas entre cirujanos con el mismo nivel de experiencia.

La tabla 7 muestra la desviación media para las tres medidas con los cirujanos agrupados de acuerdo con su nivel de experiencia.

	PLATAFORMA				APEX				ÁNGULO			
	Media	Desviación típica	Min	Max	Media	Desviación típica	Min	Max	Media	Desviación típica	Min	Max
Group I (experts) (n=150)	0.420	0.273	0.100	1.700	0.779	0.412	0.100	2.200	2.118	1.309	0.200	7.500
Group II (intermedio) (n=150)	0.491	0.261	0.100	1.500	0.813	0.306	0.300	1.700	1.960	0.910	0.100	4.300
Group III (Inexpertos) (n=150)	0.414	0.172	0.000	1.000	0.784	0.281	0.300	1.600	2.425	1.078	0.300	6.100
TOTAL (n=450)	0.442	0.235	0.000	1.700	0.792	0.333	0.100	1.700	2.16	1.099	0.100	7.500

TABLA 7. DESVIACIONES EN CADA GRUPO DE CIRUJANOS CLASIFICADO POR EL NIVEL DE EXPERIENCIA

Las desviaciones de la plataforma y del ápex son expresadas en milímetros. La desviación del ángulo se expresa en grados. n = número de implantes; media= Valor medio; SD = Standard

La interacción entre grupo y posición del implante no fue significativa para las tres variables consideradas (PLAT  $p=0.705$ ; APEX  $p=0.558$ ; AXIS  $p=0.224$ ).



GRÁFICO 37. DESVIACIÓN EN LA PLATAFORMA POR GRUPOS

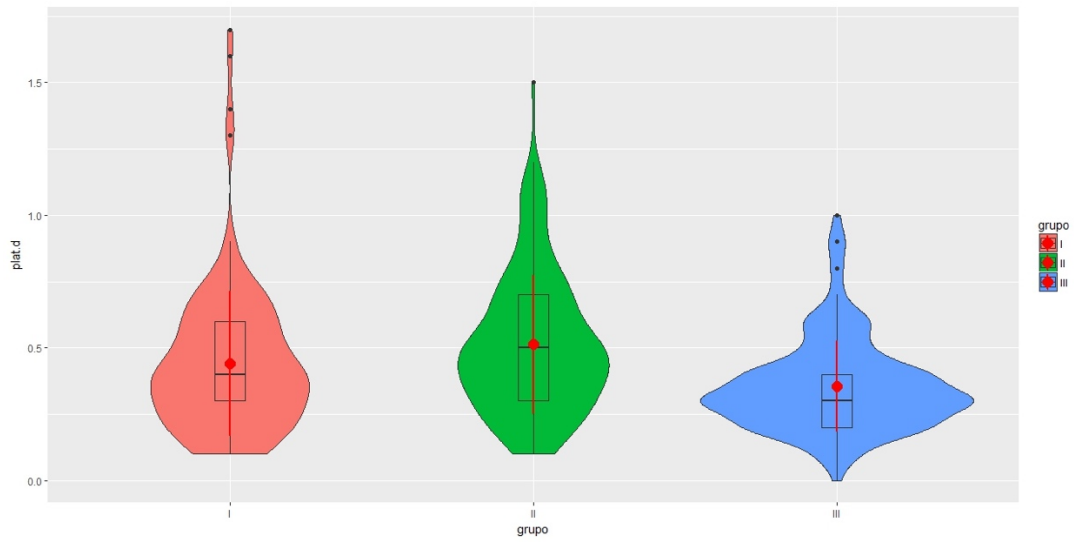


GRÁFICO 38. DESVIACIÓN EN EL ÁPEX POR GRUPOS

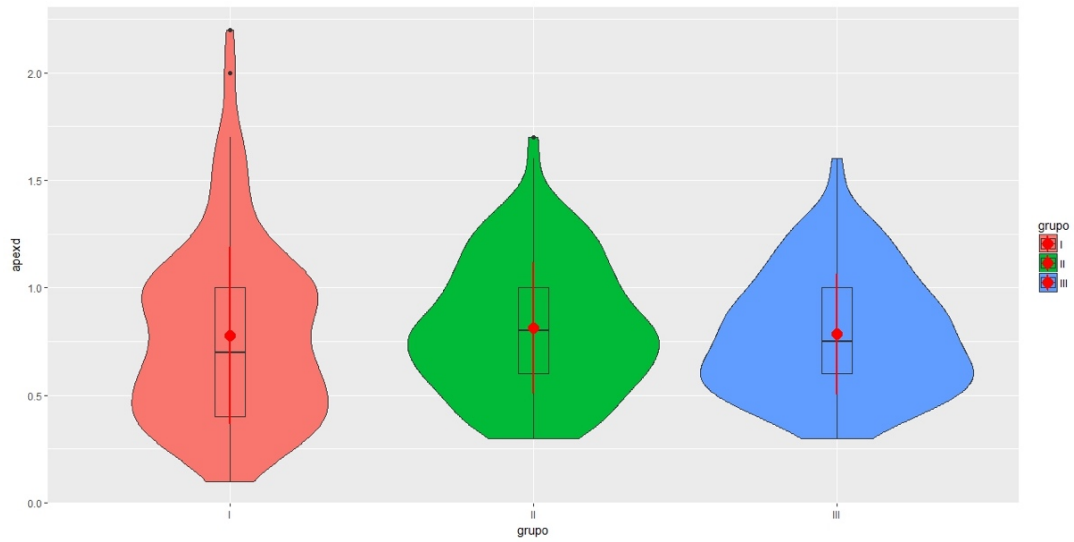


GRÁFICO 39. DESVIACIÓN EN EL ÁNGULO POR GRUPOS

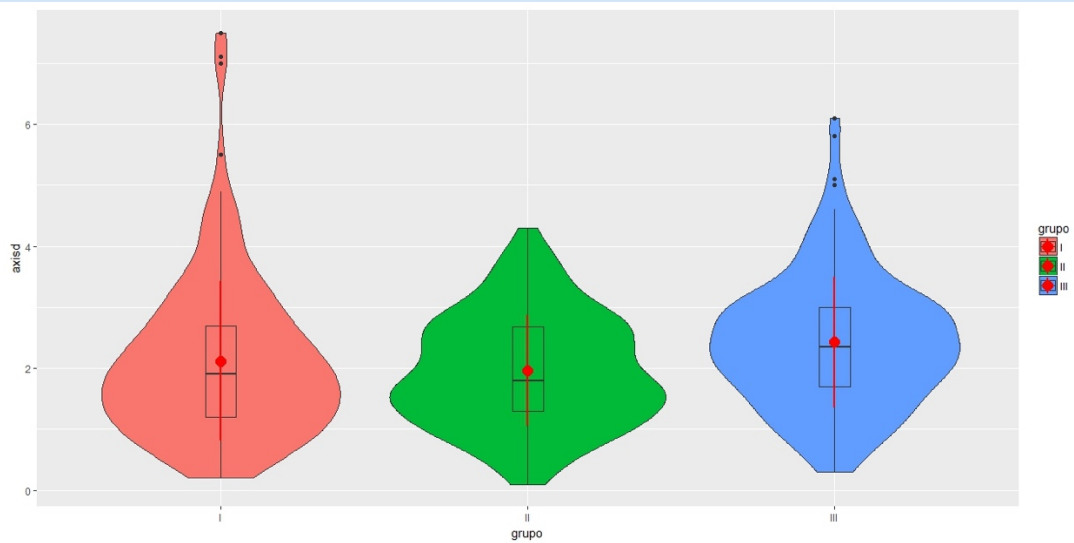


GRÁFICO 40. DESVIACIONES MEDIAS EN LA PLATAFORMA SEGÚN LA POSICIÓN

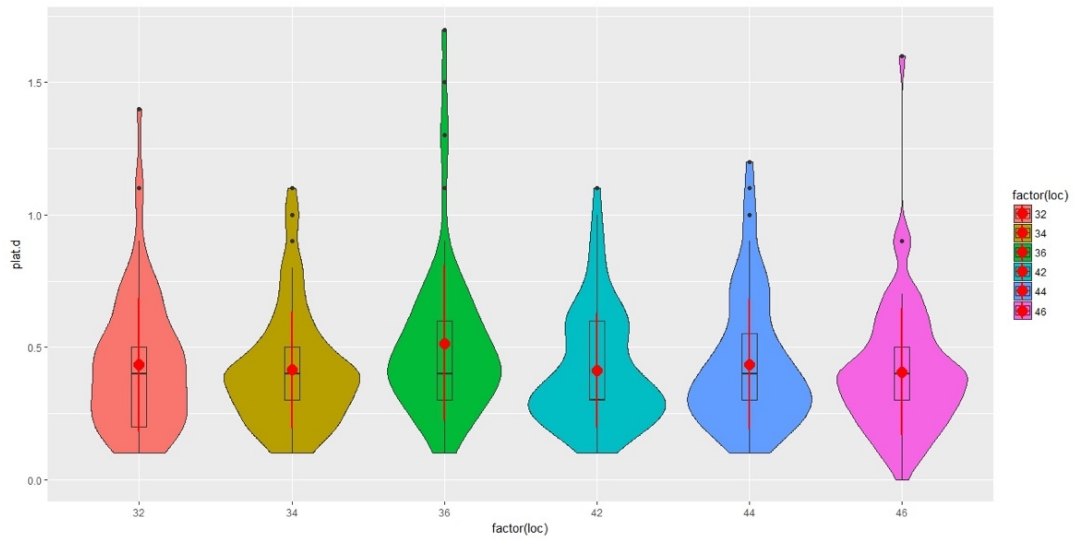


GRÁFICO 41. DESVIACIONES MEDIAS PARA EL ÁPEX SEGÚN LA POSICIÓN

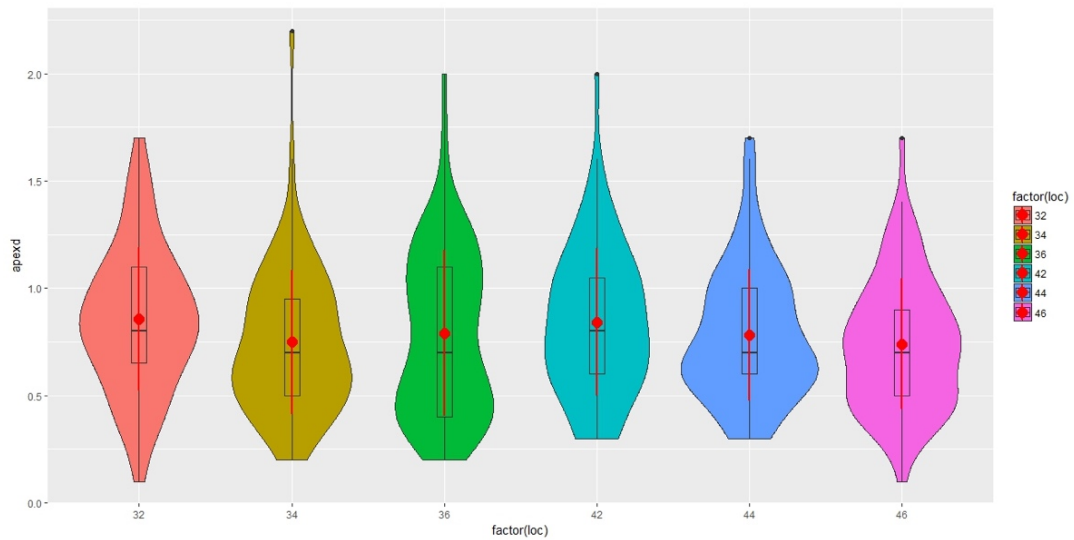
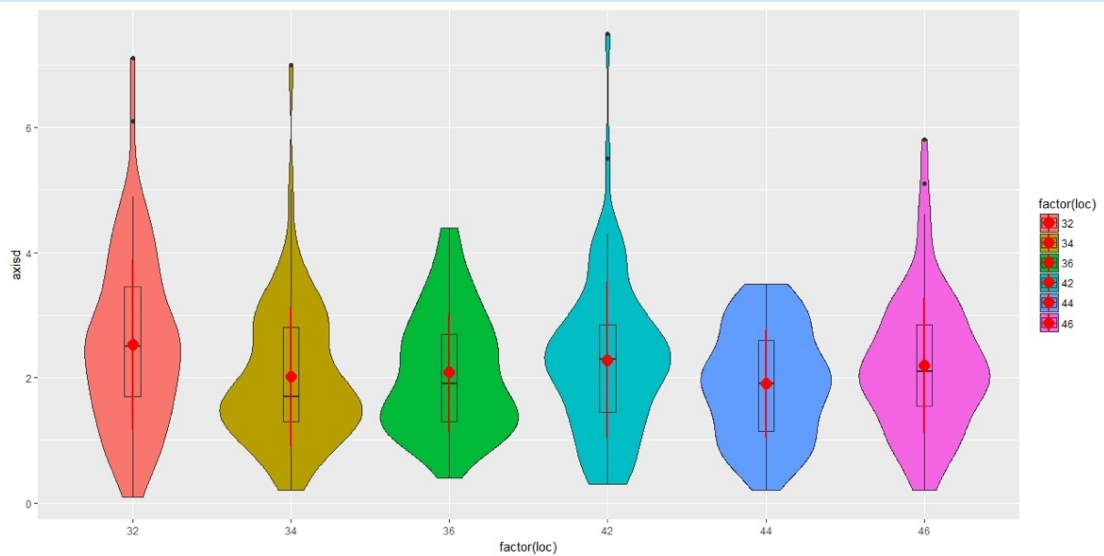


GRÁFICO 42. DESVIACIONES MEDIAS PARA EL ÁNGULO SEGÚN LA POSICIÓN



Para el Ápex no hubo diferencias significativas ni entre los grupos ( $p=0.609$ ) ni entre los cirujanos ( $p=0.092$ ).

GRÁFICO 43. DESVIACIÓN EN EL ÁPEX POR GRUPOS

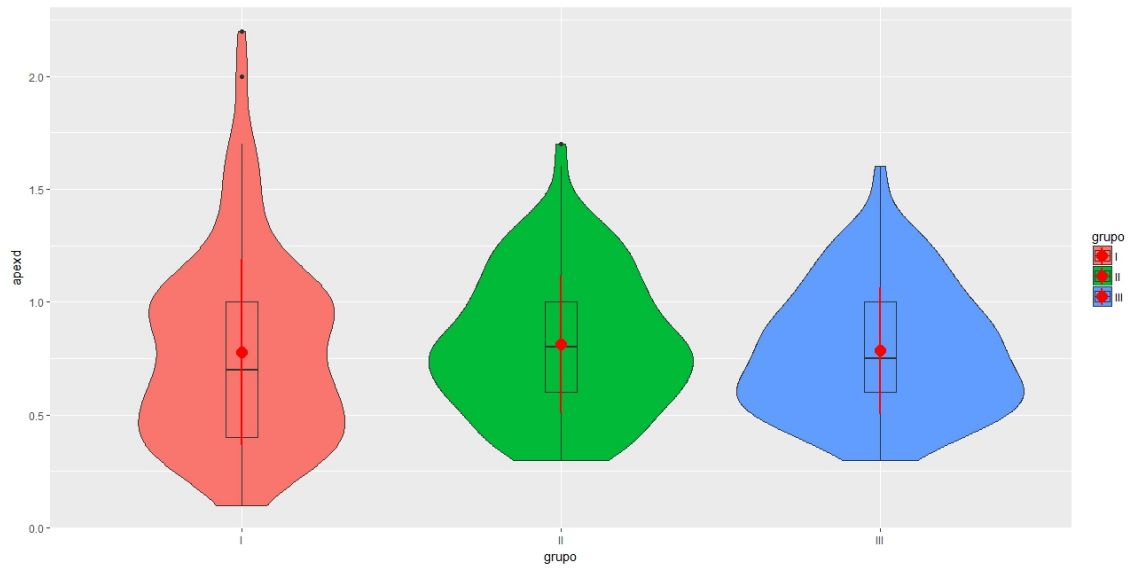
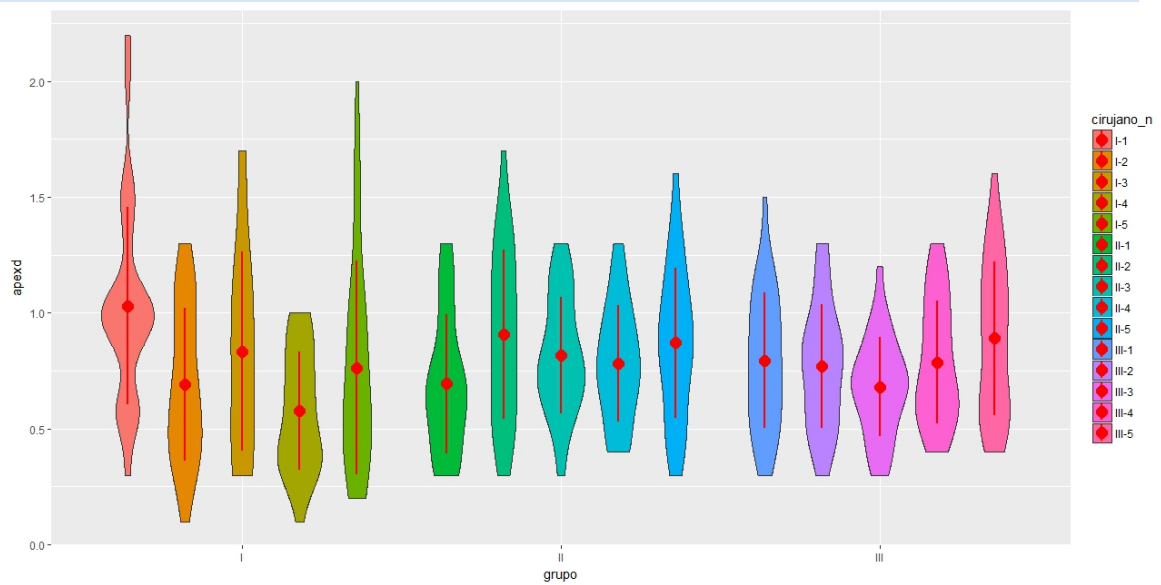


GRÁFICO 44. DESVIACION EN EL ÁPEX POR GRUPOS Y POR CIRUJANOS



Para la plataforma no hubo diferencias significativas entre los grupos ( $p=0.521$ ) o entre los cirujanos ( $p=0.135$ ).

GRÁFICO 45. DESVIACIÓN EN LA PLATAFORMA POR GRUPOS

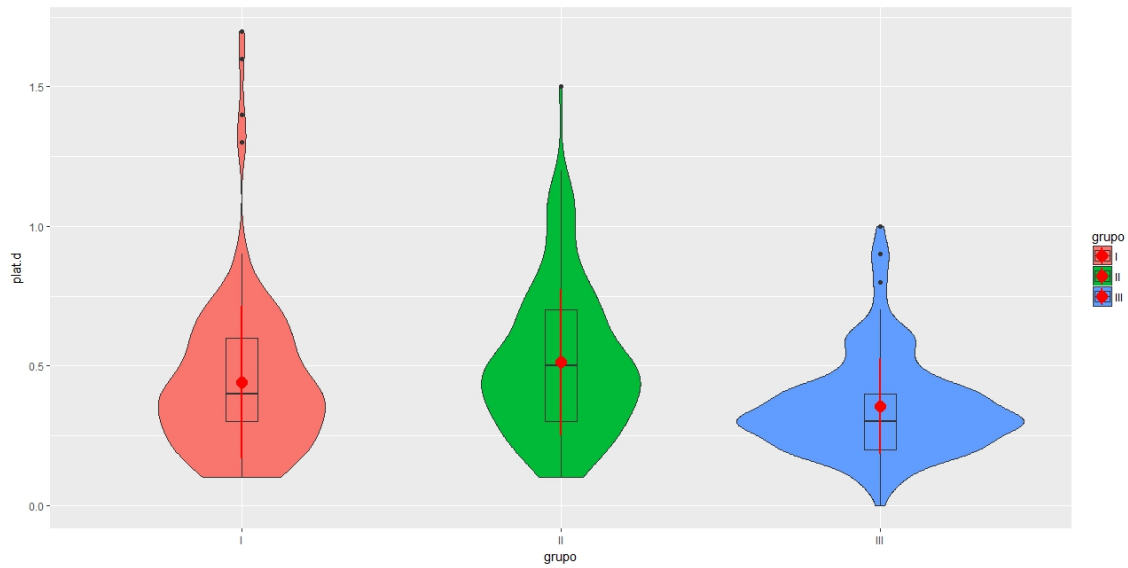
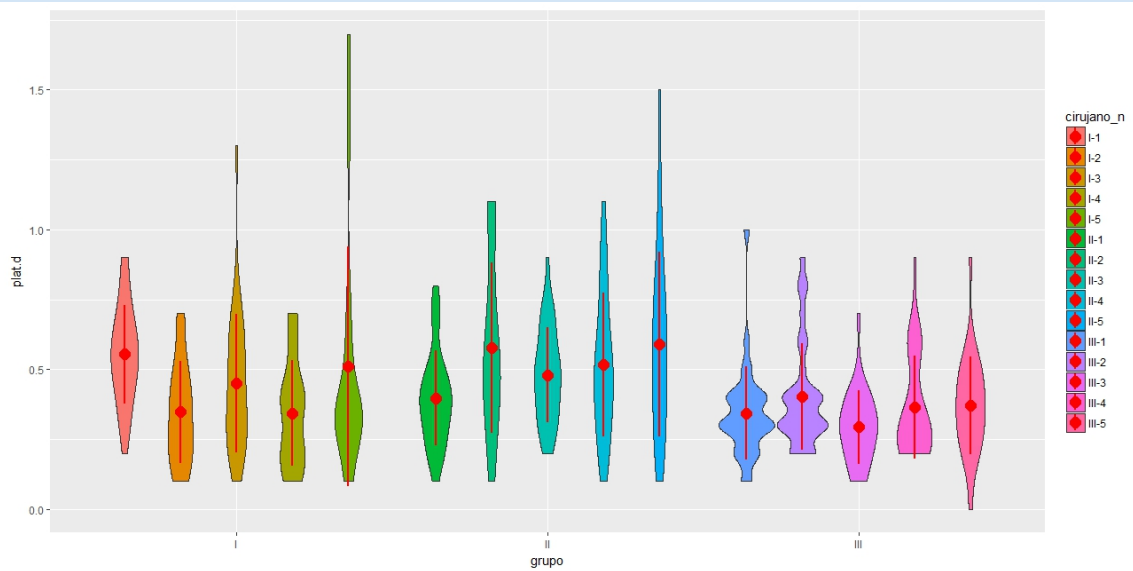


GRÁFICO 46. DESVIACION EN LA PLATAFORMA POR GRUPOS Y POR CIRUJANOS



Hubo diferencias significativas en el ángulo entre los grupos ( $p=0.001$ ); el grupo III mostró más desviaciones que el grupo I ( $p=0.024$ ) y el grupo II ( $p=0.001$ ). No hubo diferencias significativas entre los grupos I y II ( $p=0.368$ ).

La tabla 8 muestra las diferencias en la media, error típico e intervalo de confianza entre los grupos en relación con el ángulo (axis) en mm.

Grupos	Diferencias de medias	Error típico	Sig.	95%CI	
				Límite Inferior	Límite superior
I-II	0,158	0,117	0,368	-0,117	0,433
I-III	-0,307	0,117	0,024	-0,583	-0,032
II-III	-0,465	0,117	0,000	-0,740	-0,189

TABLA 8. DIFERENCIAS ENTRE GRUPOS.

DIFERENCIAS DE MEDIAS, ERROR TÍPICO E INTERVALO DE CONFIANZA DEL 95%

Para una comparación pair-wise entre grupos en relación con las desviaciones del ángulo  
**Grupo I = expertos; Grupo II = intermedio; Grupo III = inexpertos.**

Las medidas se expresan en grados.

I-II = Diferencias entre los grupos I y II;

I-III = Diferencias entre los grupos I y III; I

I-III = Diferencias entre los grupos II y III.

Diferencia significativa ( $p<0.05$ ).

GRÁFICO 47. DESVIACION EN EL ÁNGULO POR GRUPOS

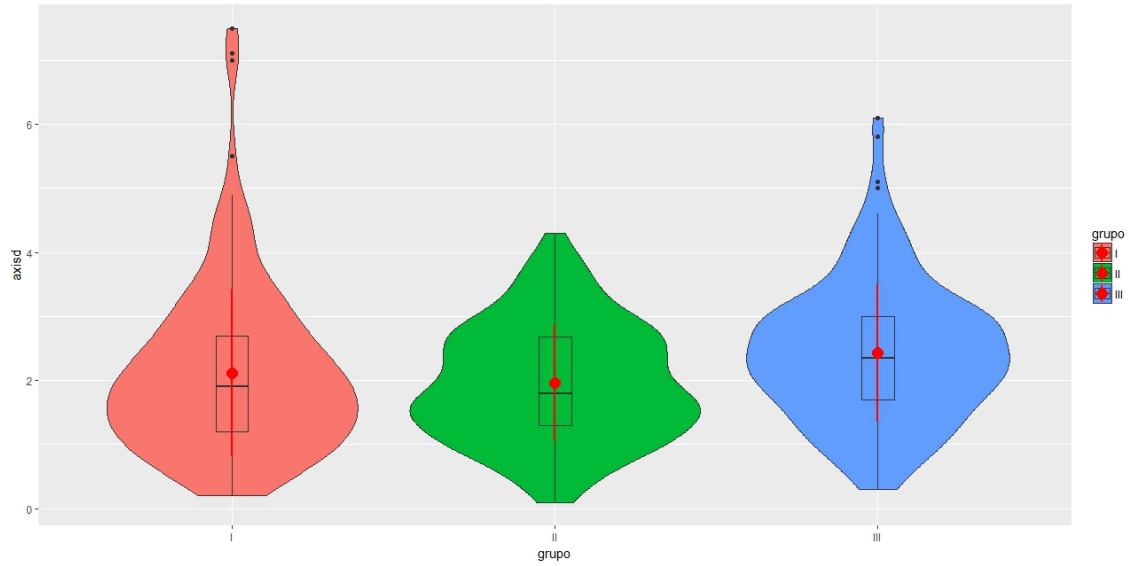
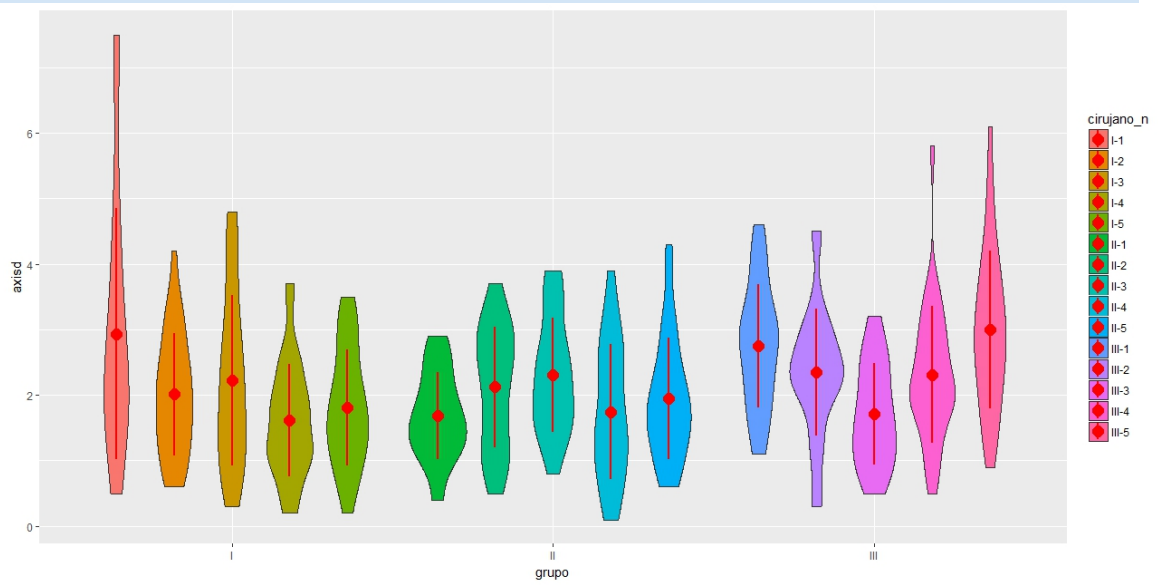


GRÁFICO 48. DESVIACION EN EL ÁNGULO POR GRUPOS Y POR CIRUJANOS



DISCUSIÓN





## DISCUSIÓN

---

El enfoque de nuestro trabajo es un análisis de la influencia de la experiencia del cirujano en la precisión de la cirugía guiada en colocación de implantes.

Hoy en día los implantes osteointegrados pueden colocarse mediante cirugía guiada por ordenador que permite una cirugía más precisa y mínimamente invasiva sin colgajos y con menos dolor para el paciente. Puede realizarse con sistema de navegación dinámica o con guías estereolitográficas estáticas.

Se ha elegido un sistema estático de guía estereolitográfica simple para realizar el presente estudio con la intención de minimizar los errores del procedimiento.

En este sentido, hemos intentado reducir los errores limitando la variabilidad en los diferentes pasos o etapas del proceso, construyendo un contexto quirúrgico consistente y homogéneo para todos los cirujanos en todos los casos y, de esta manera, generar la posibilidad de que las diferencias en la precisión entre los tres grupos de cirujanos puedan ser relacionadas lo más posible con su nivel de experiencia.

Los estudios en modelos o *in vitro* garantizan una mayor estabilidad de las guías quirúrgicas, mayor seguridad en la ejecución de la osteotomía y, consecuentemente, en la colocación del implante en comparación con los estudios *in vivo* porque en los modelos se eliminan factores clínicos que causan el movimiento de la guía: no hay suelo de la boca, lengua, mucosa bucal o surco vestibular, que pueden conducir a una mayor inestabilidad de la guía (Arisan et al., 2010; Ochi et al., 2013). Además proporcionan mejor acceso, mayor control visual del eje de la osteotomía y ausencia de saliva o sangre (Hinckfuss et al., 2012; Jung et al., 2009; Stübinger, Buitrago-Tellez, & Cantelmi, 2014; Valente et al., 2009).

Jung y cols (Jung et al., 2009) realizaron una revisión sistemática sobre precisión en la colocación de implantes basado en estudios de cirugía guiada por ordenador. Observaron que la precisión fue mayor en modelos *in vitro* y en cadáver (*ex vivo*) comparado con los estudios *in vivo*. Los autores justificaron estos resultados porque los estudios en modelos *in vitro* y en cadáver mostraban mejor acceso, mejor visión y control del eje de la osteotomía, ausencia de movimientos del paciente y ausencia de sangre o saliva, que sí ocurren en los estudios *in vivo* (Jung et al., 2009). Bover-Ramos y cols en una revisión sistemática y metaanálisis realizada en 2018 analizan la precisión en la colocación de implantes usando cirugía guiada por ordenador y comparan la planificación virtual y el resultado en función del tipo de estudio (*in vitro*, en cadáver o clínico). En su análisis, al igual que en el de Jung y cols, la precisión fue menor en los estudios clínicos y de cadáver comparado con los estudios *in vitro* especialmente en términos de desviaciones apicales y angulares (Bover-Ramos, Viña-Almunia, Cervera-Ballester, Peñarrocha-Diago, & García-Mira, 2017). En el metaanálisis de Bover-Ramos y cols se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre estudios *in vitro* y clínicos en cuanto a la desviación del ápex y entre estudios *in vitro*, clínicos y en cadáveres en relación con la desviación angular. También observaron una fuerte tendencia en estudios *in vitro* hacia una mayor precisión en relación con la desviación horizontal en la posición de la plataforma. Pocos autores analizan la desviación vertical (Bover-Ramos et al., 2017). Sin embargo, los estudios *in vitro* y *ex vivo* pueden sobreestimar la precisión y subestimar el error (Valente et al., 2009).

La teoría de que los estudios *in vitro* muestran menores desviaciones es apoyada también por el hecho de que usando el mismo software de planificación (Ej. ProCera), algunos estudios clínicos (Pettersson, Komiyama, Hultin, Näsström, & Klinge, 2012; Van Assche et al., 2010; Vasak et al., 2011) muestran mayores

valores de desviación en ápex, plataforma y ángulo que algunos estudios *in vitro* (Dreiseidler et al., 2009).

Dreiseidler y cols (Dreiseidler et al., 2009) en un estudio *in vitro* obtuvieron valores medios de 0.2 mm, 0.3 mm, and 1.1° para las desviaciones horizontal apical, horizontal coronal y angular respectivamente. Por el contrario, Van Assche (Van Assche et al., 2010) [0.6 mm, 0.9 mm, and 2.2° respectivamente]; Vasak (Vasak et al., 2011) [0.4 mm, 0.7 mm, and 3.5° respectivamente] y Pettersson (Pettersson et al., 2012) [0.8 mm, 1.09 mm, and 2.26° respectivamente], usando el mismo software, obtuvieron valores de desviación más altos. Esto refuerza la teoría de que los estudios *in vitro* alcanzan menores valores de desviación.

Un análisis de la influencia de la experiencia del cirujano en la precisión de cirugía guiada de colocación de implantes repitiendo la cirugía varias veces para analizar las desviaciones *intracirujano* e *intercirujano* sólo se puede realizar *in vitro* mediante la reproducción de la misma planificación en varias mandíbulas idénticas y, por lo tanto, aislando cualquier factor de funcionamiento dependiente. Asimismo, es obvio que un estudio de estas características no sería posible *in vivo* porque es imposible duplicar la misma cirugía con la misma planificación, en el mismo paciente, por múltiples cirujanos. Por las mismas razones, también sería imposible realizar un estudio de este tipo en cadáveres, donde la baja disponibilidad de piezas anatómicas presenta desafíos adicionales. De hecho, los estudios realizados en cadáveres hasta la fecha se han llevado a cabo por un número limitado de cirujanos en un número limitado de especímenes, colocando, por tanto, un número limitado de implantes. Además de problemas de disponibilidad, el uso de cadáveres también genera problemas técnicos ya que los métodos para preservar cadáveres pueden alterar la estructura ósea e interferir con el uso de guías quirúrgicas y, en consecuencia, influir en la precisión de la colocación del implante dental.

Noharet y cols informaron que el uso de cadáveres conservados en formol puede generar una imprecisión significativa ya que este método químico causa desmineralización, lo que afectaría a la colocación del implante dental. Estos autores también argumentaron que la preservación por congelación es lo más cercano a las condiciones clínicas, pero, sin embargo, este método físico podría alterar las propiedades de la mucosa y, por lo tanto, interferir con el ajuste de las guías quirúrgicas, probablemente aumentando las desviaciones durante la instalación del implante. Por lo tanto, realizar estudios en cadáver es complicado dada la escasa disponibilidad además de los aspectos técnicos propiamente dichos con respecto al entorno quirúrgico y los resultados no serían completamente extrapolables y comparables a los obtenidos en los estudio *in vivo* o en modelos (Noharet, Pettersson, & Bourgeois, 2014).

Realizar este tipo de estudios en modelos es preciso y reproducible y no permite la improvisación que a veces es necesaria en los estudios *in vivo* lo que proporciona un contexto quirúrgico consistente y homogéneo para todos los cirujanos en todos los casos.

En este estudio hemos minimizado los errores en la fase de escaneado usando un modelo de mandíbula idéntica a las mandíbulas en las que los implantes iban a ser colocados. Así generamos un plan único para todas las mandíbulas con una guía única que fue usada por todos los cirujanos. Eliminamos de este modo la variabilidad que puede crearse con planificaciones realizadas por diferentes personas que generaría, por tanto, planes y guías distintos. Hemos utilizado una sola guía para todas las cirugías. Después de realizar todas las cirugías sometimos a la guía a un estudio para evaluar si se había producido deformidad de ésta. El estudio dio como resultado ausencia de deformidad (los documentos del análisis pueden ser consultados en el Anexo II). La misma persona realizó el escáner de la mandíbula antes de la intervención y también el escáner de todas

las mandíbulas con los implantes puestos usando el mismo equipo de CBCT, con los mismos parámetros.

La precisión del proceso depende de la sujeción de la guía a la mandíbula. Hay investigaciones en esta área que han estudiado la seguridad y precisión de las guías estereolitográficas basadas en su apoyo dental, óseo o mucoso. En este terreno también en la literatura existe una cierta confusión. Mientras que algunos autores afirman que la mejor sujeción se obtiene con férulas de apoyo dental (Cassetta, Stefanelli, Giansanti, Di Mambro, & Calasso, 2013; Ersoy et al., 2008; Ozan et al., 2009) otros obtienen mejores resultados con guías de apoyo mucoso fijadas con tornillo o pines (Arisan et al., 2010; Cassetta, Stefanelli, Giansanti, & Calasso, 2012; Valente et al., 2009).

En el 4º consenso de la EAO (European Association for Osseointegration) que se desarrolló en 2015 (Hämmerle et al., 2015) se estableció que todas las guías quirúrgicas bien de apoyo mucoso, dental, óseo o apoyadas en implantes temporales pueden obtener una estabilización adicional mediante tornillos o pines de fijación al hueso. De todas ellas, las de soporte dental brindan la mayor precisión del procedimiento. Los procedimientos de cirugía guiada con soporte de mucosa ofrecen una mayor precisión que los procedimientos con soporte de hueso. Cuando hay implantes temporales disponibles, la estabilización de la férula radiológica y la guía quirúrgica en los mismos implantes preinstalados (temporales) conduce a procedimientos quirúrgicos más precisos. En nuestro estudio seguimos las recomendaciones del consenso de la EAO y utilizamos un modelo de mandíbula fabricado con resina con cuatro piezas dentales. Anclamos la guía directamente en el modelo sujetándola en los dientes minimizando así los errores que puedan proceder del movimiento del guía secundario a una mala o pobre sujeción.

Hay una gran diversidad de datos en la literatura en relación con la precisión en implantología guiada. Hay estudios clínicos, y otros llevados a cabo en modelos

o en cadáveres. Hay estudios prospectivos y otros retrospectivos. Algunos utilizan guías apoyadas en el hueso, otros guías con apoyo mucoso; en algunos estudios las guías se colocan con pines de sujeción bien en mandíbulas o en maxilares. También se usaron diferentes sistemas de planificación y sistema de transferencia de datos. Algunos estudios consideraron la experiencia del cirujano y su nivel de entrenamiento y otros no lo hicieron.

En un intento de ordenar toda esta información se han realizado varias revisiones sistemáticas y metaanálisis que analizan la precisión en la colocación de implantes (Bover-Ramos et al., 2017; Jung et al., 2009; Tahmaseb et al., 2014; Tahmaseb, Wu, Wismeijer, Coucke, & Evans, 2018; Van Assche et al., 2007, 2012).

Tan solo hay unos pocos estudios que estudian la influencia de la experiencia y la curva de aprendizaje en la colocación de implantes con cirugía guiada. Algunos de ellos estudian esta variable en modelos como es nuestro caso, otros lo valoran en estudios in vivo, o bien con cirugía parcialmente guiada o con sistemas dinámicos de navegación.

Todos los estudios de precisión tienen algo en común: las diferencias entre planificación y colocación de implantes se analizan usando una tomografía computarizada doble para medir las desviaciones de la posición de la plataforma, el vértice del implante y la desviación del ángulo.

La tabla 9 resume estas diferencias en estudios in vitro y en cadáver similares a nuestro estudio. Aunque estos estudios fueron metodológicamente diferentes al nuestro, sin embargo, ofrecen un medio para comparar resultados (Cushen & Turkyilmaz, 2013; Dreiseidler et al., 2009; Fernández-Gil, Serrano Gil, González Velasco, & Moreno-Vázquez, 2017; Pettersson et al., 2010; Pettersson, Kero, Söderberg, & Näsström, 2014; M. Soares et al., 2012; Tahmaseb, 2011; Van Assche et al., 2007).

AUTHORS	Año	Diseño del estudio	Soporte de la guía	N° implantes	Desviación de la PLATAFORMA (mm)		Desviación del APEX (mm)		Desviación del ÁNGULO (°)	
					Media±DE	Max	Media±DE	Max	Media±DE	Max
Van Assche et al.	2007	Cadáver	dental+2 pines	12	1.1±0.7	0.0, 2.3	1.2±0.7	2.4	1.8±0.8	4
Dreiseidler et al	2009	Modelo	dental	24	0.22±0.099	0.38	0.34±0.15	0.62	1.09±0.51	2
Petterson et al.	2010	Cadáver	Mucosa+pin	145	1.06±0.58	3.13	1.25±0.68	3.63	2.64±1.42	7.44
Tahmaseb et al	2010	Modelo	Mini implante	6	0.055±0.32	-	-	-	-	-
Viegas et al	2010	Modelo	hueso	11	0.37±0.2	-	0.41±0.22	-	0.7±0.3	-
Tahmaseb et al	2011	Modelo	Mini-implante	4	0.027±0.015	0.046				
Kuhl et al	2012	Cadáver	Mix (mucosa-dental)	19	1.52±0.81	3.54	1.55±0.68	3.64	3.6±2.68	8.75
Soares et al	2012	Modelo	Mucosa+pin	18	1.38±0.42	-	1.39±0.4	-	2.16±0.91	-
Cushen et al	2013	Modelo	hueso	100	0.69±0.31	1.36	0.38±0.17	0.73	3.28±1.60	7.68
Petterson et al	2014	Modelo	hueso+3 pines	150	0.59±NC	1.19	0.73±NC	1.46	0.61±NC	4.39
Fernandez-Gil et al	2016	Modelo	hueso+dental	450	0.44±0.23	1.7	0.79±0.33	1.7	2.16±1.09	7.5

TABLA 9. ESTUDIOS DE PRECISIÓN REALIZADOS "IN VITRO" O EN CADÁVER.

DE= Desviación estándar

En el presente estudio, se rechazó la hipótesis nula porque había diferencias significativas en el ángulo de implante entre los grupos I y III ( $P = .024$ ) y entre los grupos II y III ( $p = .001$ ). No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos I y II ( $p = .368$ ). El grupo I (cirujanos más experimentados) presentaron el menor grado de desviación del ángulo. No se

encontraron diferencias significativas entre los grupos con respecto a la posición de plataforma y ápex.

Respecto al ángulo, la desviación media para cada uno de los grupos fueron  $2.19 \pm 1.31$  grados en el grupo I,  $1.96 \pm 0.91$  grados en el grupo II, y  $2.43 \pm 1.08$  grados en el grupo III, para una diferencia total de 0.16 grados entre los grupos I y II, 0.31 grados entre los grupos I y III, y 0.47 grados entre los grupos II y III.

Aunque el grupo I y el grupo II (compuesto por clínicos con más de 5 años de experiencia en cirugía de implantes) mostró desviaciones menores en el ángulo del implante, estas diferencias (máximo de 0.4 grados) eran mínimas y clínicamente irrelevantes dado que tuvo poco impacto en el resultado final.

En nuestro trabajo la profundidad de perforación no fue medida en el eje vertical o axial del implante porque no queríamos diferenciar qué parte de la desviación se debió a un error de profundidad o cual se debió a un error lateral, ya que los dos ejes de desviación pueden ser igualmente graves dependiendo del caso. Desde el punto de vista quirúrgico, la desviación en profundidad puede afectar al nervio dentario, pero la desviación lateral puede afectar a la raíz de un diente vecino o perforar la tabla ósea. Desde un punto de vista protésico, la desviación lateral puede ser igual o incluso más grave y más difícil de resolver que la desviación en profundidad. De hecho, cualquier desviación lateral o vertical impide un ajuste pasivo perfecto de una prótesis para carga inmediata, fabricada previamente y basada exclusivamente en la planificación virtual. Por lo tanto, el presente estudio consideró la desviación en profundidad tan grave como la desviación lateral y, sobre esta base, se midió la desviación global. En este estudio no hemos diferenciado desviaciones anteroposteriores de desviación lateral o desviación en profundidad, ya que todas ellas pueden ser igualmente críticas dependiendo del caso. Hemos considerado la desviación como falta de precisión y considerado la exactitud como falta de desviación.



En este estudio, los errores máximos obtenidos fueron 1.7 mm para la desviación de la plataforma, 2,2 mm para la desviación del ápex y 7.50, grados para la angulación. No es posible determinar un valor de precisión objetivo que pueda siempre ser clínicamente aceptable porque la precisión clínicamente aceptable en cada caso depende de sus peculiaridades anatómicas, protésicas y estéticas. Si se acepta, según la literatura, que la cirugía guiada tiene valores de precisión media menores que 1 mm y 5 grados, se pueden considerar valores de precisión aceptables aquellos que están en este rango, pero esto es una expectativa y no una garantía (Cushen & Turkyilmaz, 2013; Jung et al., 2009; Tahmaseb et al., 2014; Van Assche et al., 2010).

Según Valente (Valente et al., 2009) una desviación de hasta 1 mm se puede definir como leve y puede establecerse el valor de 2 mm para una desviación clínicamente relevante porque generalmente se mantiene que 2 mm es el margen de seguridad recomendado alrededor de las estructuras vitales (Valente et al., 2009; Worthington, 2004)

Generalmente en los estudios de precisión se toman valores medios y los valores máximos no se refieren en los artículos sin embargo deben tenerse en cuenta porque el contacto incidental del cuerpo del implante con una estructura anatómica crítica puede causar serias complicaciones (Arisan et al., 2010).

La principal preocupación para la transferencia de la planificación al campo quirúrgico es la desviación máxima entre la posición planificada de los implantes y el resultado postoperatorio. De hecho, incluso si tal desviación ocurre una vez, debe tenerse en cuenta tanto desde el punto de vista de la seguridad del paciente como también debido a sus implicaciones legales. Por lo tanto, aunque las desviaciones medias sean irrelevantes, los clínicos deben centrarse en los máximos. Desafortunadamente, muchos artículos son descriptivos y no proporcionan ninguna indicación de la viabilidad y precisión clínica del procedimiento (Vercruyssen et al., 2008).

En nuestros resultados podemos ver como en el grupo de cirujanos expertos tiene valores medios menores que en el grupo de cirujanos inexpertos en cuanto al ángulo si bien dentro del grupo hay valores extremos cuyo valor está muy por encima de la media observada en el grupo de cirujanos inexpertos. Valores ampliamente superiores a esta desviación media pueden ocurrir, y se necesita experiencia para detectarlos y corregirlos.

La cirugía guiada ayuda, pero no es una garantía en la colocación del implante, y no es un sustituto del conocimiento de las características anatómicas del caso, de la correcta planificación del implante, de la habilidad en el uso del sistema de cirugía guiada y de una ejecución técnica cuidada. No todas las cirugías guiadas discurren según lo previsto, y se requiere un conocimiento detallado de la anatomía y de la cirugía de implantes, incluso en casos de cirugía guiada. En el estudio de Hinckfuss y cols de 2012 (Hinckfuss et al., 2012) se analizaron tres grupos de cirujanos con tres niveles de experiencia: inexpertos, expertos y con conocimientos intermedios en la colocación de implantes en mandíbulas utilizando cuatro guías diferentes. No se usó CBCT en la planificación; en cambio, se utilizó una máquina para medir las coordenadas y comparar los resultados con la colocación ideal. Se desarrolló un modelo con la colocación ideal y se crearon tres guías. Los cirujanos colocaron los implantes con cada una de las guías y sin las guías y sus resultados fueron comparados utilizando una máquina que mide coordenadas sin usar CBCT. A pesar de que este estudio no es metodológicamente comparable con el nuestro (no se utiliza CBCT y se usan tres guías diferentes, una para cada grupo) sus resultados coinciden con el presente estudio: el nivel de experiencia del cirujano tuvo un efecto mínimo en la precisión de la colocación del implante. La única diferencia basada en el nivel de experiencia fue que los cirujanos más experimentados tuvieron el error de ángulo más bajo; sin embargo, la diferencia de medias entre los grupos fue de 1.5 grados lo cual no puede ser considerado clínicamente relevante o

significativo. Si nos fijamos en el rango de error entre los grupos con niveles de experiencia distintos, la probabilidad de que ocurran problemas estéticos o funcionales secundarios a un excesivo error en el ángulo es menor en el grupo con mayor experiencia. En el presente estudio, el grupo con más experiencia, grupo I, tuvo errores de ángulo más bajos que los que tuvieron el resto de los grupos. Esto coincide con el hallazgo de Hinckfuss y cols de que la probabilidad de error de ángulo disminuye con mayor experiencia del cirujano. En nuestro estudio hemos dividido a los clínicos experimentados en dos grupos: aquellos que tienen experiencia en cirugía guiada para la colocación de implantes (grupo I) y con experiencia en cirugía implantológica, pero sin experiencia en cirugía guiada (grupo II). No encontramos diferencias significativas entre esos dos grupos.

En un estudio reciente de Patterson y cols 2014 (Pettersson et al., 2014), se estudiaron las diferencias entre la planificación y la colocación del implante utilizando 25 modelos de mandíbulas de plástico, en los cuales cinco cirujanos colocaron seis implantes cada uno, colocando un total de 150 implantes. Se analizaron las diferencias significativas entre la planificación y la colocación final del implante con respecto a la posición del ápice, la plataforma y la profundidad. Una comparación de los diferentes cirujanos, que no fueron clasificados según su nivel de experiencia, mostró diferencias significativas entre ellos en el ángulo, en la profundidad y en el ápex, pero no en la plataforma. Los datos de nuestro estudio coinciden con los datos del estudio de Petterson con respecto a la angulación y la plataforma (existen diferencias significativas entre cirujanos en la angulación y no existen diferencias en la plataforma), pero no con respecto a al ápex (en nuestro estudio no existen diferencias significativas en cuanto a la desviación del ápex entre los diferentes grupos de cirujanos). Al igual que en el estudio de Petterson nuestro estudio encontró más variabilidad en las desviaciones en el ápex que en la plataforma, aunque las diferencias no

fueron estadísticamente significativas. De acuerdo con Petterson y cols, nosotros creemos que este resultado puede ser debido a la mínima distancia entre las anillas de la guía y el hexágono del implante que resulta en una mayor precisión para la plataforma porque está más cerca que el ápex. Esto puede resultar en un menor error de desviación porque la guía puede dirigir la plataforma del implante de una forma más controlada que lo que lo hace con la parte apical. De todos modos, la literatura dice que una desviación de 1 mm es aceptable en la entrada o en la plataforma y todos los cirujanos en nuestro estudio mostraron una desviación media menor de 1mm.

Cushen y Turkyilmaz en 2013 (Cushen & Turkyilmaz, 2013) también estudiaron la variabilidad basado en la experiencia del cirujano. Veinte mandíbulas de resina totalmente edéntulas fueron escaneadas con CBCT. Se planificaron cinco implantes para cada mandíbula, y se fabricó una guía estereolitográfica. Cuatro cirujanos colocaron 100 implantes (25 por cirujano y 5 por mandíbula). Dos de los cirujanos tenían experiencia y dos no. Un nuevo escáner se realizó con los implantes colocados y se comparó con la planificación. Se midieron las desviaciones angular, horizontal y vertical de los implantes colocados con respecto a la planificación y se encontraron diferencias significativas entre los cirujanos en la precisión de la colocación del implante basada en la experiencia para el ángulo y para las medidas horizontales de la plataforma y el ápex. No encontraron diferencias en cuanto a la desviación en profundidad. Respecto a los valores generales del estudio, en nuestro estudio la variación media en la plataforma y el ángulo fue menor y mayor la variación en el ápice que la reportada en el estudio de Cushen y Turkyilmaz. Una comparación de mediciones entre el estudio de Cushen et al y el nuestro se puede ver en la tabla 10.

En nuestro estudio, todos los cirujanos exhibieron una desviación media en el ápice aproximadamente el doble que en la plataforma. Esto es lógico si se

considera que el error del vértice surge tanto de la desviación del punto de acceso como de los efectos de la desviación del ángulo, que aumenta a medida que aumenta la longitud del implante. Esto puede resultar en una desviación considerable cuando se usan implantes largos, como los zigomáticos. En este sentido, nuestros resultados concuerdan con los obtenidos por Di Giacomo y cols (GA Di Giacomo, Cury, De Araujo, Sendyk, & Sendyk, 2005) [error horizontal de la plataforma de 1.45 mm y error horizontal del ápex de 2.99mm], Ozan y cols (Ozan et al., 2009) [error horizontal de la plataforma de 1.28 mm y error horizontal del ápex de 1,57 mm] y Dreiseidler y cols (Dreiseidler et al., 2009) [error horizontal de la plataforma de 0,217 mm y error horizontal del ápex de 0,343 mm] en cuyos estudios las desviaciones en el ápex son mayores que las desviaciones en la plataforma y contradicen los resultados de Cushen y Turkyilmaz que, por otro lado, no aportan una explicación sobre este resultado de su estudio.

Con respecto al error angular la desviación media en nuestro estudio fue de  $2,13^{\circ} \pm 1,09$ , menor que la observada en el estudio de Cushen y Turkyilmaz donde fue de  $3,18^{\circ} \pm 1,60$ , estando más cerca de los valores de los siguientes estudios: Van Assche y cols (Van Assche et al., 2007) donde la media fue de  $2^{\circ}$ , Ersoy y cols (Ersoy et al., 2008) que encontraron una desviación media angular de  $2,6^{\circ}$  y Al Harbi y cols (Al-Harbi & Sun, 2009) que encontraron desviaciones angulares de  $0,7^{\circ}$ .

	Desviación Plataforma				Desviación Ápex				Desviación Ángulo			
	Mean	DE	Min	Max	Mean	DE	Min	Max	Mean	DE	Min	Max
<b>Grupo I (n=150)</b>	0.420	0.273	0.100	1.700	0.779	0.412	0.100	2.200	2.118	1.309	0.200	7.500
<b>Grup II (n=150)</b>	0.491	0.261	0.100	1.500	0.813	0.306	0.300	1.700	1.960	0.910	0.100	4.300
<b>Grupo III (n=150)</b>	0.414	0.172	0.000	1.000	0.784	0.281	0.300	1.600	2.425	1.078	0.300	6.100
<b>TOTAL (n=450)</b>	0.442	0.235	0.000	1.700	0.792	0.333	0.100	1.700	2.16	1.099	0.1	7.500
<b>Cushen total</b>	0.690	0.310	0.090	1.360	0.38	0.17	0.05	0.73	3.28	1.60	0.26	7.68
<b>Experimentados</b>	0.63	0.28	0.10	1.16	0.34	0.15	0.06	0.66	2.60	1.25	0.26	6.01
<b>No Experimentados</b>	0.77	0.33	0.09	1.36	0.42	0.19	0.05	0.73	3.96	1.64	0.63	7.68

TABLA 10. COMPARACIÓN FERNÁNDEZ-GIL Y CUSHEN

COMPARACIÓN DE LAS MEDIDAS ENTRE NUESTRO ESTUDIO (FERNÁNDEZ-GIL ET AL., 2017) Y EL ESTUDIO DE CUSHEN Y COLS (CUSHEN & TURKYILMAZ, 2013)

La parte superior de la tabla muestra nuestros resultados y las tres filas inferiores muestran los resultados de Cushen y cols SD= Desviación Estándar; Min = valor mínimo; Max = Valor máximo

Al colocar el modelo en una cabeza Frasaco®, el presente estudio intentó simular de la manera más realista posible las condiciones físicas que el cirujano encuentra mientras coloca un implante, con un acceso limitado a la cavidad oral. En el estudio de Cushen y Turkyilmaz (Cushen & Turkyilmaz, 2013) el cirujano tenía una visión directa del modelo, que era fácilmente estabilizado y esto puede haber conducido a menos errores finales en cuanto a la desviación del ápex.

Rungcharassaeng y cols en 2015 (Rungcharassaeng, Caruso, Kan, Schutyser, & Boumans, 2015) realizaron un estudio con el objetivo de evaluar el efecto de la experiencia del cirujano en la precisión de colocación de implantes con un protocolo de cirugía guiada por ordenador. 10 cirujanos experimentados

(estudiantes graduados y alumnos de posgrado pertenecientes al programa de educación avanzada en odontología implantológica, que habían puesto más de 20 implantes) y 10 cirujanos inexpertos (estudiantes de tercer año que recibieron clases en odontología implantológica pero que no tenían experiencia en realizar osteotomías para implantes y en colocar implantes) participaron en el estudio. Cada uno colocó 1 implante en un modelo de mandíbula parcialmente edéntula en la que faltaban solamente los dos segundos premolares (derecho e izquierdo). Se fabricó una guía que se utilizó durante la osteotomía y durante la colocación del implante. El modelo se ancló a una base montada en una cabeza de maniquí para simular una situación intraoral. Se superpusieron las informaciones tridimensionales de los implantes planificados y colocados. Se calcularon las desviaciones horizontales y verticales del ápex y de la plataforma y la desviación angular y se compararon los resultados según el nivel de experiencia del cirujano. No hubo diferencias en las desviaciones angulares y lineales entre los dos grupos. Aunque no fue significativo estadísticamente, la cantidad de desviación vertical en la dirección coronal de los implantes colocados por los cirujanos inexpertos fue casi dos veces mayor que la de los cirujanos expertos. Los autores concluyen que cuando se usa un protocolo de cirugía guiada por ordenador la precisión en la dimensión vertical (la profundidad a la que está colocado el implante) es el parámetro que más se influye por el nivel de experiencia del cirujano. Estos datos contradicen los nuestros y los de Cushen (Cushen & Turkyilmaz, 2013). En nuestro estudio sí hubo diferencias significativas según el nivel de experiencia entre los diferentes grupos. Es posible que los resultados de Rungcharassaeng y cols se deban a que sólo utilizan 20 implantes en total y cada grupo sólo coloca 10 implantes en unas posiciones muy determinadas y restringidas y con una guía completamente anclada en el resto de las piezas dentarias. También los grupos están configurados con expertos e inexpertos, pero el nivel de experiencia de

los expertos no es alto (colocar más de 20 implantes, con escasa trayectoria en cirugía guiada). Ello puede contribuir a que no se encuentren diferencias significativas en la colocación del implante en ambos grupos. Sus resultados no concuerdan con los nuestros donde sí se aprecian diferencias significativas en la desviación angular entre los cirujanos experimentados y los no experimentados. En cualquier caso, en el estudio de Rungcharassaeng se colocan pocos implantes para extraer conclusiones. Con respecto a los aspectos técnicos, el modelo fue montado en un maniquí abierto con una gran visión de la zona quirúrgica y sin restricción dentro de cavidad oral. En nuestro trabajo la simulación es más realista y se trabaja dentro de la boca de la cabeza Frasaco®. Ello puede contribuir a exponer diferencias en los diferentes grupos de nuestro estudio. Por otro lado, en nuestro estudio hemos colocado 450 implantes, 30 implantes cada cirujano.

Rungcharassaeng y cols (Rungcharassaeng et al., 2015) en su estudio mostraron diferencias no significativas en los valores de desviación en profundidad entre cirujanos expertos e inexpertos: la desviación en la dirección coronal de los implantes colocados por los cirujanos inexpertos fue dos veces mayor que la de los cirujanos expertos. Para ellos esto implica que los cirujanos inexpertos pudieron ser más cautelosos al introducir el implante y quedarse cortos. Sus resultados sugieren que el control de posición vertical del sistema de cirugía guiada por ordenador proporciona características de seguridad adecuadas, ya que la mayoría de los errores fueron en la dirección coronal; por lo tanto, el riesgo de invasión de estructuras vitales (como nervio dentario inferior, seno maxilar) es mínimo. Sin embargo, los implantes colocados coronalmente pueden comprometer el perfil protésico de emergencia. En tales circunstancias, se debe verificar la posición vertical definitiva del implante para garantizar resultados estéticos satisfactorios.



En 2015 Toyoshima y col (Toyoshima et al., 2015) publicaron un estudio in vitro sobre precisión en la colocación de implantes con guía quirúrgica por cirujanos no experimentados (5 residentes sin experiencia en cirugía implantológica). Para ello utilizaron cinco modelos de mandíbula con edentulismo unilateral. Se usó un material de silicona de 3 mm de grosor para simular la mucosa en las regiones edéntulas 45-48 de cada modelo. Se generaron cinco guías diferentes y cinco residentes sin experiencia colocaron 10 implantes en las posiciones 45 y 47. La guía se utilizó tanto para las osteotomías como para la colocación de los implantes y los modelos con las guías se colocaron en una cabeza fantoma. La mucosa de silicona se removió para simular un colgajo. Se colocaron los implantes en las posiciones 45 y 47. Sus resultados fueron que para la posición 47 las desviaciones fueron mayores que las de la posición 45 tanto en el ángulo como en la base y en el ápex lo que les hace pensar que la guía quirúrgica se impacta apicalmente en los sectores posteriores. Además, los valores menores de desplazamiento para las direcciones distal y vestibular y mayores para la dirección apical en las regiones 45 y 47 sugieren que toda la guía estaría pivotando. En nuestro estudio no encontramos diferencias significativas entre los grupos según la posición del implante. Toyoshima y cols no evalúan la colocación de los implantes en función de la experiencia del cirujano comparando los expertos con los inexpertos, sino que todos son inexpertos. No se pueden extraer conclusiones salvo los datos objetivos de desviación entre ambos implantes y la planificación. Habría que ver cuáles serían los valores de desviación en las mismas condiciones por los cirujanos expertos. Además, los resultados deben tomarse con cautela ya que los cirujanos eran completamente inexpertos por lo que los valores obtenidos de desviación son en las peores condiciones posibles. Este estudio es muy limitado por su diseño y sus conclusiones y es escasamente comparable con el nuestro.

Van de Wiele y cols en 2015 (Van de Wiele et al., 2015) publicaron un artículo sobre la precisión de cirugía guiada con una guía estereolitográfica de apoyo mucoso en manos de cirujanos con escasa experiencia (9 estudiantes de posgrado con menos de 30-80 implantes colocados). Este estudio se realizó en vivo prospectivamente. Cada estudiante de postgrado que participo en el estudio tuvo que seguir estrictamente una serie de pasos o etapas supervisadas estrechamente por un cirujano experto. Se colocaron 75 implantes en 17 arcadas completamente edéntulas de 16 pacientes por cirujanos con escasa experiencia. Los resultados se compararon con los del estudio de Vercruyssen y cols (Vercruyssen et al., 2014). Sus resultados mostraron que no hubo desviaciones estadísticamente significativas con respecto a los resultados de los cirujanos experimentados y los valores de desviación publicados en su estudio están dentro del rango de los publicados por varias revisiones sistemáticas. Ellos concluyen que la inexperiencia del cirujano no tiene influencia en la precisión a la hora de colocar implantes en mandíbulas edéntulas cuando todas las etapas del procedimiento son supervisadas por expertos.

En nuestro trabajo no se tuteló a ningún cirujano pues nuestro interés era comprobar si el nivel de experiencia influía en la precisión. En el trabajo de Van de Wiele todo se viene a limitar a la destreza y habilidad quirúrgica que no es solo lo que marca la experiencia sino también el nivel de conocimientos. Si el nivel de conocimientos lo pone otro cirujano y solo se evalúa la destreza puede ser que técnicamente no haya diferencias significativas. No es completamente comparable al nuestro pues es in vivo y en mandíbulas completamente edéntulas con guías de apoyo mucoso.

Cassetta en 2017 (Cassetta & Bellardini, 2017) publicó un trabajo sobre la importancia de la experiencia del cirujano en la colocación de implantes para analizar si es un factor determinante en la precisión. Se colocaron 33 implantes por el grupo de 5 cirujanos inexpertos y 37 por el de 5 cirujanos expertos. En el

estudio de Cassetta no se aprecian diferencias significativas en las desviaciones coronal, apical o angular, aunque sí encuentran una diferencia estadísticamente significativa cuando se consideró el error de posicionamiento.

Este estudio se ha realizado in vivo en pacientes completamente edéntulos que necesitaban una rehabilitación protésica completa. Se colocó la guía apoyada en la mucosa y sujeta con tornillos. Los resultados dicen que no hay diferencias significativas en la colocación de los implantes entre los dos grupos de cirujanos, pero sí hubo diferencias en el posicionamiento de manera que los más experimentados mostraron menor error de posicionamiento. Su conclusión fue que el error de posicionamiento es un error relacionado con el procedimiento y está influido por la experiencia del cirujano. El error intrínseco, sin embargo, no es un error de procedimiento y no se afecta por el nivel de experiencia. En el estudio de Cassetta la desviación angular fue menor en el grupo de inexpertos mientras que la desviación coronal y apical fue mayor en los expertos. Esto es claramente contrario a nuestro estudio. Ellos argumentan que estos resultados están determinados por el hecho de que la inexperiencia puede llevar a un error de posicionamiento mayor pero no a un error intrínseco que es un error aleatorio. La desviación angular aleatoria del grupo inexperto fue menor y ellos concluyen que este valor de desviación no se influye por la experiencia y es producto de las características intrínsecas de la guía.

El error de posicionamiento de la guía es un error posible en pacientes totalmente edéntulos porque la resiliencia o elasticidad de la mucosa puede hacer que la guía se desplace en bloque y sea fijada en una posición desplazada. En nuestro estudio para evitar este problema utilizamos una guía de apoyo dental y el error de posicionamiento no fue estudiado de forma independiente. En nuestro estudio los inexpertos tuvieron mayor error angular.

Park y cols en 2017 (S. Park, Leesungbok, Cui, Lee, & Ahn, 2017) publicaron un artículo sobre la precisión de un equipo de cirugía guiada CAD/CAM para la

colocación de implantes. Hicieron un estudio in vitro donde comparaban los diferentes niveles de experiencia de los cirujanos y los lugares donde los insertaban. Utilizaron 20 mandíbulas de resina con tres molares edéntulos. Dos cirujanos con experiencia y dos sin ella colocaron implantes con guía y sin guía creándose cuatro grupos. Cada cirujano trabajó sobre 10 modelos colocando 30 implantes en total. No encontraron diferencias significativas en la colocación de los implantes en ninguno de los parámetros evaluados entre los grupos cuando se usó guía. No hubo diferencias significativas con respecto al lugar de colocación de los implantes ni entre los cirujanos ni entre el uso o no de la guía. Sin embargo, sí hubo diferencias significativas en las medidas en coronal y profundidad entre los grupos en relación con el nivel de experiencia cuando se realizó la cirugía sin guía. Los expertos eran más precisos. Concluyen que el uso de guías puede disminuir las discrepancias por el nivel de experiencia. Sus datos concuerdan con los nuestros en los que el nivel de experiencia mayor mostró menores desviaciones angulares.

Vermeulen y cols (Vermeulen, 2016) estudiaron la precisión en la colocación de implantes en cirujanos experimentados con cirugía guiada y sin cirugía guiada en un modelo de mandíbula. Se colocaron 80 implantes por 10 cirujanos experimentados en modelos maxilares colocados en una cabeza Frasaco®. Cada cirujano colocó 4 implantes sin guía y 4 con guía. La desviación angular fue mayor en la cirugía a mano alzada que en la cirugía guiada, más de 3 veces mayor. La desviación coronal y apical también fue significativamente menor en la cirugía guiada que en la no guiada. Hubo diferencias significativas en todos los parámetros entre los implantes colocados con guía y los que no, excepto en la profundidad del implante donde no hubo diferencias significativas. Los implantes colocados con guía tienen una precisión dos veces mayor que los que se ponen con mano alzada. La no existencia de diferencias en cuanto a la profundidad puede ser valorado como consecuencia de puntos de referencia

visual creados por la presencia de dientes adyacentes o el grado de experiencia de los cirujanos que participan en este estudio que es apoyado por los resultados de otros estudios como el de Rungcharassaeng (Rungcharassaeng et al., 2015). Este estudio muestra resultados acordes con el estudio de Cushen y Turkilmaz (Cushen & Turkyilmaz, 2013) y con el nuestro en el que el grado de experiencia del cirujano contribuye significativamente con el grado de precisión en la colocación de implantes. Hay resultados contrarios en otros estudios: una revisión sistemática y dos estudios clínicos señala la evidencia de que incluso usando guías estereolitográficas aparecen desviaciones 3D sustanciales entre lo planificado y las posiciones de los implantes independientemente del nivel de experiencia del cirujano (D'haese, Van De Velde, Elaut, et al., 2012)(Behneke, Burwinkel, & Behneke, 2012)(Komiya, Pettersson, Hultin, Näsström, & Klinge, 2011)

Otros estudios como el de Vand e Wiele (Van de Wiele et al., 2015) dicen que el bajo nivel de experiencia del cirujano no influye sobre la precisión en la colocación de implantes con guías de apoyo mucoso en casos de mandíbulas completamente edéntulas cuando todas las etapas del tratamiento son supervisadas por un cirujano experto. Estos resultados se confirman en el estudio de Rungcharassaeng (Rungcharassaeng et al., 2015) que dice que no hay diferencias estadísticamente significativas en las desviaciones angular y lineal cuando una guía estereolitográfica se usa para poner implantes en modelos edéntulos. El nivel de experiencia del cirujano parece influir solo en la posición vertical.

En la literatura hay controversia con respecto a si la curva de aprendizaje es importante o no. Mientras que Vasak (Vasak et al., 2011) y colaboradores encuentran un efecto de aprendizaje a lo largo del tiempo, Valente y cols en 2009 y Cassetta y cols en 2011 no pueden afirmar que exista una clara curva

de aprendizaje (Cassetta, Giansanti, Di Mambro, Calasso, & Barbato, 2013; Valente et al., 2009).

En el estudio de Vasak y cols se evaluó el factor "cirujano" como causa potencial para las desviaciones. Todos los pacientes fueron implantados por dos cirujanos experimentados que no tenían experiencia en implantología; la colocación de los implantes se realizó estrictamente de acuerdo con el protocolo del fabricante. No se identificaron diferencias estadísticamente significativas entre los dos cirujanos con respecto a las desviaciones medidas. Sin embargo, se observó un efecto de aprendizaje durante el período de tiempo de ejecución de los procedimientos quirúrgicos con respecto a las desviaciones bucolinguales y de profundidad (Vasak et al., 2011). Los resultados de este estudio probablemente se originan de la falta de experiencia en cirugía de implantes de los investigadores y no son comparables con los resultados de nuestro estudio. Sin embargo, el estudio afirma que la colocación de implantes guiada por ordenador debe ser realizada por cirujanos que tengan experiencia en cirugía de implantes (Cassetta, Giansanti, et al., 2014).

Valente y cols evaluaron la variabilidad de precisión intraoperatoria utilizando guías quirúrgicas de SLA múltiples y determinaron si existía una curva de aprendizaje. Los valores de desviación disminuyeron en función del tiempo, pero no se demostró una clara curva de aprendizaje cuando la precisión de los datos de los dos centros que participaron en el estudio fue considerada. Los autores afirmaron que la similitud en la precisión entre los dos cirujanos participantes en el estudio y la clara ausencia de la curva de aprendizaje apoyan la idea inicial de que el factor humano puede jugar un papel limitado en la cirugía guiada (Valente et al., 2009).

Cassetta y cols en 2011 publicaron un estudio en el que comparaban la precisión media y los valores de desviación máxima en la colocación de implantes dentales utilizando dos sistemas de guía estereolitográficos (SLA).

Correlacionando los valores de desviación angular con la variable de tiempo, indicando el número de cirugías guiadas por computadora realizadas por el cirujano, el análisis de variabilidad intraoperador no indica una curva de aprendizaje clara (Cassetta, Giansanti, et al., 2013). La ausencia de una clara curva de aprendizaje en ese estudio puede ser debida a que no se consideraron los valores de desviación apical y coronal (que son los valores mas afectados por el nivel de experiencia del cirujano) tal y como Cassetta demostró en su estudio de 2017 (Cassetta & Bellardini, 2017).

En un estudio dirigido a evaluar la precisión "in vivo" de SurgiGuide (Materialise Dental) -una guía estereolitográfica de fresado múltiple- también se consideró la variabilidad intraoperador en la precisión para determinar si existía una curva de aprendizaje. Aunque los valores de desviación disminuyeron en función del tiempo, en este estudio se determinó que la variable de tiempo tenía un escaso impacto en la precisión quirúrgica y no se demostró una curva clara de aprendizaje (Cassetta et al., 2012). Los autores apuntaron que la precisión de la cirugía depende más de la guía quirúrgica que del procedimiento técnico aplicado. La ausencia de una curva de aprendizaje confirma que la precisión se influye más por un error intrínseco de la guía (error inherente que se origina por la tolerancia del componente mecánico de la guía quirúrgica) que por los errores del procedimiento que dependan del operador (D'haese, Van De Velde, Komiyama, Hultin, & De Bruyn, 2012).

En otro estudio de Cassetta y cols dirigido a determinar la precisión de la profundidad de inserción del implante, se utilizaron diagramas de dispersión para evaluar la variabilidad intraoperador en la desviación de profundidad en relación con el número de cirugías realizadas y para determinar si una curva de aprendizaje estaba presente. Al evaluar la variabilidad intraoperador, los valores de desviación de profundidad disminuyeron con el tiempo (es decir, con el número de cirugías realizadas), lo que demostró una curva de aprendizaje clara.

También se investigó la influencia del tiempo (en base al número de cirugías realizadas) en la aparición de complicaciones quirúrgicas tempranas o eventos inesperados. Al correlacionar el número de complicaciones que surgen durante cada cirugía con la variable de tiempo, la aparición de complicaciones quirúrgicas tempranas o eventos inesperados disminuyó a medida que el cirujano adquirió más experiencia. Los resultados de este estudio afirman que el nivel de experiencia no afecta la precisión, sino que reduce la frecuencia de complicaciones o la ocurrencia de eventos inesperados (Cassetta, Stefanelli, Giansanti, Di Mambro, & Calasso, 2011).

En un estudio prospectivo reciente, Van de Wiele analizó la precisión de la colocación del implante con guías estereolitográficas con soporte de mucosa, ejecutadas por cirujanos sin experiencia bajo la supervisión de un colega experimentado. Los datos de precisión de 75 implantes OsseoSpeed, colocados en 17 mandíbulas totalmente edéntulas (16 pacientes) utilizando una guía estereolitográfica con soporte de mucosa se compararon con los datos (12 mandíbulas, 52 implantes) de un cirujano experimentado. Todos los valores de desviación fueron mejores en el grupo sin experiencia; solo el valor de desviación angular fue similar en los dos grupos. La desviación coronal entre implantes ( $0,32 \pm 0.52$  mm) fue significativamente menor que la desviación coronal global, lo que respalda la noción de que la inexactitud se debió principalmente al posicionamiento incorrecto de la guía. En ese estudio, todas las diferentes etapas emprendidas para planificar y llevar a cabo la colocación del implante fueron supervisadas por un cirujano experimentado. Los autores declararon que ésta puede ser la razón de los resultados comparables en precisión en los dos grupos con diferente experiencia (Van de Wiele et al., 2015).

Los resultados del estudio de Van de Wiele y cols (Van de Wiele et al., 2015) y los de Cassetta y cols (Cassetta & Bellardini, 2017) son similares. Los datos de



precisión de los dos grupos experimentados fueron similares en ambos. Esta evidencia indica la importancia del error intrínseco en comparación con otras fuentes de error (Cassetta, Di Mambro, et al., 2013). De hecho, el error intrínseco no es un error de procedimiento y, como tal, no se ve afectado por el nivel de experiencia, es decir, se produce más debido al método que al operador (D'haese, Van De Velde, Komiyama, et al., 2012).

Tanto en el estudio de Van de Wiele et al. como en de Cassetta de 2017, se encontró que el error de posicionamiento es un componente importante del error total. El error de posicionamiento, al ser un error relacionado con el procedimiento, está influido por el nivel de experiencia y se espera que sea mayor en cirujanos sin experiencia (Cassetta, Di Mambro, Giansanti, Stefanelli, & Barbato, 2014). En el estudio de Cassetta y cols de 2017, el error de posicionamiento fue significativamente mayor para los cirujanos sin experiencia, incluso cuando se utilizó un índice oclusal de silicona para reducir el error cuando se fijó la guía quirúrgica (Cassetta & Bellardini, 2017).

Nuestro estudio se ha realizado en el área mandibular y los resultados solo deben ser aplicados a esta área específica y no a otras áreas de la boca. Además, aunque los implantes se han colocado en el modelo montado en una cabeza de maniquí para simular la situación clínica de la manera más aproximada posible, el proceso no ha estado sometido a la limitación de la apertura de la boca, a la presencia de la lengua, la mucosa gingival, de la saliva y de la sangre que sí están presentes en una situación clínica y pueden comprometer el acceso y la visibilidad durante la cirugía. Estas limitaciones pueden contribuir a las diferencias en las magnitudes y dirección de las desviaciones.

Los estudios in vivo donde se colocan múltiples implantes pueden aportar más información con respecto al nivel de experiencia sobre la precisión de cirugía

de implantes. Habría que ver a los cirujanos con diferente nivel de experiencia sometidos a situaciones reales con condiciones menos favorables.

Este estudio solo investiga el procedimiento de colocación de implantes y no otros aspectos del tratamiento incluyendo el diagnóstico y la planificación de los implantes más adecuada, el procedimiento quirúrgico que incluye el manejo de los tejidos blandos y duros y el procedimiento protodóntico.

Aunque los resultados de este estudio demuestran que las diferencias en las desviaciones del implante entre operadores experimentados e inexpertos que usan una guía generada por ordenador no fueron significativas en el ápex y en la plataforma, de ninguna manera sugieren que los operadores inexpertos estaban tan cualificados como los operadores experimentados en el desempeño de procedimientos de colocación de implantes.

Una limitación de este estudio *in vitro* es la falta de reproducibilidad de la elasticidad natural del hueso en los modelos ya que la precisión de la osteotomía y la colocación del implante depende de la calidad ósea. Al contrario de lo que ocurre en las condiciones experimentales los cirujanos a veces tienen que trabajar con huesos de baja calidad, en los que incluso cuando la osteotomía y la inserción del implante se hacen con guía, se han observado grandes diferencias en la media de las desviaciones angulares.

En nuestro estudio se observan diferencias entre las posiciones de la plataforma, el ápex y el ángulo entre la planificación del implante y el implante colocado. Esas diferencias son significativas en el ángulo si tenemos en cuenta el nivel de experiencia de los cirujanos que participaron en el estudio. Nuestros resultados concuerdan con los de algunos trabajos publicados previamente si bien contradicen o entran en contraposición con otros. No obstante, los estudios publicados no son del todo comparables ya que existe en ellos una gran variabilidad metodológica. Para nosotros existen diferencias en cuanto a

la colocación de implantes con cirugía guiada en función de la experiencia del cirujano, lo que nos permite deducir que la valoración del ángulo puede ser el parámetro más fiable a la hora de valorar la exactitud y precisión y que hay una curva de aprendizaje. Asimismo, aunque las diferencias son significativas en algunos parámetros, éstas son pequeñas y clínicamente poco relevantes por lo que la cirugía guiada puede ser un método seguro para colocar implantes tanto por parte de cirujanos expertos como de cirujanos menos experimentados, siempre teniendo en cuenta que en cualquiera de las situaciones pueden ocurrir errores extremos que tengan consecuencias graves. Por tanto, aun usando un sistema de cirugía guiada, independientemente del nivel de experiencia del cirujano, es preciso extremar la atención y comprobar siempre que la colocación de los implantes se ha realizado de la forma prevista.



CONCLUSIONES



## CONCLUSIONES

---

1. Existen diferencias en la precisión de la colocación del implante según el grado de experiencia del cirujano.
2. No hay diferencias significativas en la posición de la plataforma y el ápice entre los tres grupos según el nivel de experiencia.
3. Los cirujanos expertos muestran menos desviación del ángulo que los cirujanos inexpertos. Teniendo en cuenta todos los factores que intervienen en la precisión de la colocación del implante estas diferencias pueden explicarse por una mejor técnica de fresado de los cirujanos expertos, que realizan el movimiento de la fresa de una forma más perpendicular a la guía, forzando menos su posición.
4. Aunque las diferencias encontradas para la desviación en el ángulo son estadísticamente significativas, son muy pequeñas (menos de 0.5 grados) y pueden ser consideradas clínicamente irrelevantes. Este hecho nos permite deducir que el uso de una guía estereolitográfica puede considerarse una técnica segura independientemente de la experiencia del cirujano, siempre y cuando se controlen todos los factores que pueden ocasionar un error.
5. El ángulo es el parámetro que mejor representa las diferencias entre los diferentes grupos de cirujanos clasificados por el nivel de experiencia. La medida del ángulo aún y resume los valores de desviación observados en la plataforma y en el ápex.





## BIBLIOGRAFÍA



## BIBLIOGRAFÍA

---

- Abramovitch, K., & Rice, D. (2014). Basic principles of cone beam computed tomography. *Dental Clinics of North America*, 58(3), 463-484.
- Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., & Branemark, P. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery*, 10(6), 387-416.
- Al-Harbi, S., & Sun, A. (2009). Implant placement accuracy when using stereolithographic template as a surgical guide: Preliminary results. *Implant Dentistry*, 18(1), 46-56.
- Albrektsson, T., Branemark, P., Hansson, H., & Lindström, J. (1981). Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.*, 52(2), 155-170.
- Alvarez Quesada, C., & Carrillo Baracaldo, J. (2006). Avances en equipamientos (I): la Estereolitografía y sus materiales, un paso hacia el futuro. *Científica Dental*, 3(2), 151-156.
- Arai, Y., Tammsalo, E., Iwai, K., Hashimoto, K., & Shinoda, K. (1999). Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofacial Radiology*, 28(4), 245-248.
- Araki, K., Maki, K., Seki, K., Sakamaki, K., Harata, Y., Sakaino, R., ... Seo, K. (2004). Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRay™): System configuration and physical properties. *Dentomaxillofacial Radiology*, 33(1), 51-59.

- Aranyarachkul, P., Caruso, M., Gantes, M., & Schulz, M. (2003). Bone Density Assessments of Dental Implant Sites: *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(2), 224-231.
- Arisan, V., Karabuda, Z., Avsever, H., & Özdemir, T. (2013). Conventional Multi-Slice Computed Tomography (CT) and Cone-Beam CT (CBCT) for Computer-Assisted Implant Placement. Part I: Relationship of Radiographic Gray Density and Implant Stability. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 15(6), 893-906.
- Arisan, V., Karabuda, Z., & Özdemir, T. (2010). Accuracy of Two Stereolithographic Guide Systems for Computer-Aided Implant Placement: A Computed Tomography-Based Clinical Comparative Study. *Journal of Periodontology*, 81(1), 43-51.
- Baba, R., Konno, Y., Ueda, K., & Ikeda, S. (2002). Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 26(3), 153-158.
- Barbosa Alencar, P., Roque-Torres, G., Meneses-López, A., Frab Norberto Bóscolo, F., De Almeida, S., & Groppo, F. (2016). Utilización del prototipado rápido en la odontología. *Revista Estomatológica Herediana*, 25(2), 167.
- Basten, C. (1995). The use of radiopaque templates for predictable implant placement. *Quintessence Int*, 26(9), 609-612.
- Behneke, A., Burwinkel, M., & Behneke, N. (2012). Factors influencing transfer accuracy of cone beam CT-derived template-based implant placement. *Clinical Oral Implants Research*, 23(4), 416-423.

- Bothe, R., Beaton, L., & Davenport, H. (1940). Reaction of bone to multiple metallic Implants. *Surg Gynec Obstet*, 71, 598–602.
- BouSerhal, C., Jacobs, R., Quirynen, M., & van Steenberghe, D. (2002). Imaging technique selection for the preoperative planning of oral implants: A review of the literature. *Clinical implant dentistry and related research*, 4(3), 156–172.
- Bouyssié, J., Bouyssié, S., Sharrock, P., & Duran, D. (1997). Stereolithographic models derived from X-ray computed tomography - Reproduction accuracy. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 19(3), 193-199.
- Bover-Ramos, F., Viña-Almunia, J., Cervera-Ballester, J., Peñarrocha-Diago, M., & García-Mira, B. (2017). Accuracy of Implant Placement with Computer-Guided Surgery: A Systematic Review and Meta-Analysis Comparing Cadaver, Clinical, and In Vitro Studies. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(1), 101-115.
- Branemark, P., Hansson, B., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallén, O., & Ohman, A. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.*, 16, 1-132.
- Busch, U. (2016). Wilhelm Conrad Roentgen. El descubrimiento de los rayos X y la creación de una nueva profesión médica. *Revista Argentina de Radiología*, 80(4), 298-307.
- Carrafiello, G., Dizonno, M., Colli, V., Strocchi, S., Pozzi Taubert, S., Leonardi, A., ... Fugazzola, C. (2010). Studio comparativo delle arcate dentarie mediante tomografia computerizzata multidetettore e tomografia computerizzata a fascio conico. *Radiologia Medica*, 115(4), 600-611.

- Cassetta, M., & Bellardini, M. (2017). How much does experience in guided implant surgery play a role in accuracy? A randomized controlled pilot study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46(7), 922-930.
- Cassetta, M., Di Mambro, A., Giansanti, M., Stefanelli, L., & Barbato, E. (2014). How does an error in positioning the template affect the accuracy of implants inserted using a single fixed mucosa-supported stereolithographic surgical guide? *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 43(1), 85-92.
- Cassetta, M., Di Mambro, A., Giansanti, M., Stefanelli, L., & Cavallini, C. (2013). The intrinsic error of a stereolithographic surgical template in implant guided surgery. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 42(2), 264-275.
- Cassetta, M., Giansanti, M., Di Mambro, A., Calasso, S., & Barbato, E. (2013). Accuracy of two stereolithographic surgical templates: a retrospective study. *Clinical implant dentistry and related research*, 15(3), 448-459.
- Cassetta, M., Giansanti, M., Di Mambro, A., & Stefanelli, L. (2014). Accuracy of positioning of implants inserted using a mucosa-supported stereolithographic surgical guide in the edentulous maxilla and mandible. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 29(5), 1071-1078.
- Cassetta, M., Stefanelli, L., Giansanti, M., & Calasso, S. (2012). Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical template. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 27(3), 655-663.

- Cassetta, M., Stefanelli, L., Giansanti, M., Di Mambro, A., & Calasso, S. (2011). Depth deviation and occurrence of early surgical complications or unexpected events using a single stereolithographic surgi-guide. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40(12), 1377-1387.
- Cassetta, M., Stefanelli, L., Giansanti, M., Di Mambro, A., & Calasso, S. (2013). Accuracy of a computer-aided implant surgical technique. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 33(3), 317-325.
- Cassetta, M., Stefanelli, L., Pacifici, A., Pacifici, L., & Barbato, E. (2014). How accurate is CBCT in measuring bone density? A comparative CBCT-CT in vitro study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(4), 471-478.
- Castillo, R., & Ríos, A. (2005). La estereolitografía en la Facultad de Odontología de la UNAM. *Revista Odontológica Mexicana*, 9(1), 48-50.
- Cavalcanti, M., Yang, J., Ruprecht, A., & Vannier, M. (1999). Accurate linear measurements in the anterior maxilla using orthoradially reformatted spiral computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*, 28(3), 137-140.
- Choi, M., Romberg, E., & Driscoll, C. (2004). Effects of varied dimensions of surgical guides on implant angulations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(5), 463-469.
- Clavero Torrent, J. (2004). Aspectos radiológicos relevantes en los estudios para implantes dentales. En F. Tardáguila Montero & J. del Cura Rodríguez (Eds.), *Radiología ortopédica y radiología dental: una guía práctica* (pp. 102-112). Madrid: Editorial Medica Panamericana SA.

- Cristache, C., & Gurbanescu, S. (2017). Accuracy Evaluation of a Stereolithographic Surgical Template for Dental Implant Insertion Using 3D Superimposition Protocol. *International Journal of Dentistry*, 2017, Article ID 4292081, 9 pages, 2017.
- Cushen, S., & Turkyilmaz, I. (2013). Impact of operator experience on the accuracy of implant placement with stereolithographic surgical templates: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(4), 248-254.
- D'Ambrosia, R. (2000). The century in orthopedics. A year by year review of the events and accomplishments in the speciality. *Orthop Today.*, 74-82.
- D'haese, J., Ackhurst, J., Wismeijer, D., De Bruyn, H., & Tahmaseb, A. (2017). Current state of the art of computer-guided implant surgery. *Periodontology 2000*, 73, 121-133.
- D'haese, J., Van De Velde, T., Elaut, L., & De Bruyn, H. (2012). A Prospective Study on the Accuracy of Mucosally Supported Stereolithographic Surgical Guides in Fully Edentulous Maxillae. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(2), 293-303.
- D'haese, J., Van De Velde, T., Komiyama, A., Hultin, M., & De Bruyn, H. (2012). Accuracy and Complications Using Computer-Designed Stereolithographic Surgical Guides for Oral Rehabilitation by Means of Dental Implants: A Review of the Literature. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(3), 321-335.



- Di Giacomo, GA, Cury, P., De Araujo, N., Sendyk, W., & Sendyk, C. (2005). Clinical Application of Stereolithographic Surgical Guides for Implant Placement: Preliminary Results. *J Periodontol*, 76(April), 503-507.
- Di Giacomo, GAP, Cury, P., Soares de Araujo, N., Sendyk, W., & Sendyk, C. (2005). Clinical Application of Stereolithographic Surgical Guides for Implant Placement: Preliminary Results. *Journal of Periodontology*, 76(4), 503-507.
- Dreiseidler, T., Neugebauer, J., Ritter, L., Lingohr, T., Rothamel, D., Mischkowski, R., & Zöllner, J. (2009). Accuracy of a newly developed integrated system for dental implant planning. *Clinical Oral Implants Research*, 20(11), 1191-1199.
- Dula, K., Mini, R., Van der Stelt, P., & Buser, D. (2001). The Radiographic Assessment of Implant Patients: Decision-making Criteria. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 16(1), 80-89.
- Ersoy, A., Turkyilmaz, I., Ozan, O., & McGlumphy, E. (2008). Reliability of Implant Placement With Stereolithographic Surgical Guides Generated From Computed Tomography: Clinical Data From 94 Implants. *Journal of Periodontology*, 79(8), 1339-1345.
- Esposito, M., Grusovin, M., Achille, H., Coulthard, P., & Worthington, H. (2009). Interventions for replacing missing teeth: Different times for loading dental implants. *Cochrane Database of Systematic Reviews*.
- Fernández-Gil, M., Serrano Gil, H., González Velasco, M., & Moreno-Vázquez, J. (2017). An In Vitro Model to Evaluate the Accuracy of Guided Implant Placement Based on the Surgeon's Experience. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(3), 515-524.

- Frederiksen, N. (1995). Diagnostic imaging in dental implantology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and*, 80(5), 540-554.
- Fredholm, U., Bolin, A., & Andersson, L. (1993). Preimplant radiographic assessment of available maxillary bone support. Comparison of tomographic and panoramic technique. *Swed Dent J.*, 13(3), 103-109.
- Ganz, S. (1995). The triangle of bone—a formula for successful implant placement and restoration. *Implant Soc*, 5(5), 2-6.
- Gillot, L., Cannas, B., Friberg, B., Vrielinck, L., Rohner, D., & Pettersson, A. (2014). Accuracy of virtually planned and conventionally placed implants in edentulous cadaver maxillae and mandibles: A preliminary report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(4), 798-804.
- Gillot, L., Noharet, R., & Cannas, B. (2010). Guided surgery and presurgical prosthesis: preliminary results of 33 fully edentulous maxillae treated in accordance with the NobelGuide protocol. *Clinical implant dentistry and related research*, 12 Suppl 1, e104-13.
- Guerrero, M., Jacobs, R., Loubele, M., Schutyser, F., Suetens, P., & Van Steenberghe, D. (2006). State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Invest*, 10, 1-7.
- Hämmerle, C., Cordaro, L., van Assche, N., Benic, G., Bornstein, M., Gamper, F., ... Wismeijer, D. (2015). Digital technologies to support planning, treatment, and fabrication processes and outcome assessments in implant dentistry. Summary and consensus statements. The 4th EAO consensus conference 2015. *Clinical Oral Implants Research*, 26(s11), 97-101.

- Harris, D., Horner, K., Gröndahl, K., Jacobs, R., Helmrot, E., Benic, G., ... Quirynen, M. (2012). E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. *Clinical Oral Implants Research*, 23(11), 1243-1253.
- Hassan, B., Metska, M., Ozok, A., van der Stelt, P., & Wesselink, P. (2010). Comparison of Five Cone Beam Computed Tomography Systems for the Detection of Vertical Root Fractures. *Journal of Endodontics*, 36(1), 126-129.
- Hinckfuss, S., Conrad, H., Lin, L., Lunos, S., & Seong, W. (2012). Effect of surgical guide design and surgeon's experience on the accuracy of implant placement. *The Journal of oral implantology*, 38(4), 311-323. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-10-00046>
- Hull, C. (1986). *Patent N.º 4575330*. United States.
- Israelson, H., Plemons, J., Watkins, P., & Sory, C. (1992). Barium-coated surgical stents and computer-assisted tomography in the preoperative assessment of dental implant patients. *Int J Periodontics Restorative Dent.*, 2(1), 52-61.
- Jacobs, R. (2003). Preoperative radiologic planning of implant surgery in compromised patients. *Periodontology 2000*, 33, 12-25.
- Jung, R., Schneider, D., Ganeles, J., Wismeijer, D., Zwahlen, M., Hämmerle, C., & Tahmaseb, A. (2009). Computer Technology Applications in Surgical Implant Dentistry : A Systematic Review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 24(suppl), 92-109.

Katsumata, A., Hirukawa, A., Noujeim, M., Okumura, S., Naitoh, M., Fujishita, M., ... Langlais, R. (2006). Image artifact in dental cone-beam CT. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 101(5), 652-657.

Katsumata, A., Hirukawa, A., Okumura, S., Naitoh, M., Fujishita, M., Aiji, E., & Langlais, R. (2007). Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 104(6), 829-836.

Katsumata, A., Hirukawa, A., Okumura, S., Naitoh, M., Fujishita, M., Aiji, E., & Langlais, R. (2009). Relationship between density variability and imaging volume size in cone-beam computerized tomographic scanning of the maxillofacial region: an in vitro study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 107(3), 420-425.

Klinge, B., Petersson, A., & Maly, P. (1989). Location of the mandibular canal: comparison of macroscopic findings, conventional radiography, and computed tomography. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 4(4), 327-332.

Kobayashi, K., Shimoda, S., Nakagawa, Y., & Yamamoto, A. (2004). Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 19(2), 228-231.

- Komiyama, A., Klinge, B., & Hultin, M. (2008). Treatment outcome of immediately loaded implants installed in edentulous jaws following computer-assisted virtual treatment planning and flapless surgery. *Clinical Oral Implants Research*, 19(7), 677-685.
- Komiyama, A., Pettersson, A., Hultin, M., Näsström, K., & Klinge, B. (2011). Virtually planned and template-guided implant surgery: An experimental model matching approach. *Clinical Oral Implants Research*, 22(3), 308-313.
- Leiva, N., Carranza, F., & Sat, I. (2017). Estereolitografía en Odontología: Revisión bibliográfica. *Odontología Sanmarquina*, 20(1), 27-30.
- Leventhal, G. (1951). Titanium, a metal for surgery. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 33 A(2), 473-474.
- Loubele, M., Bogaerts, R., Van Dijck, E., Pauwels, R., Vanheusden, S., Suetens, P., ... Jacobs, R. (2009). Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *European Journal of Radiology*, 71(3), 461-468.
- Loubele, M., Jacobs, R., Maes, F., Schutyser, F., Debaveye, D., Bogaerts, R., ... Suetens, P. (2005). Radiation dose vs. image quality for low-dose CT protocols of the head for maxillofacial surgery and oral implant planning. *Radiation Protection Dosimetry*, 117(1-3), 211-216.
- Loubele, M., Maes, F., Schutyser, F., Marchal, G., Jacobs, R., & Suetens, P. (2006). Assessment of bone segmentation quality of cone-beam CT versus multislice spiral CT: a pilot study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 102(2), 225-234.

- Loubele, M., Van Assche, N., Carpentier, K., Maes, F., Jacobs, R., Van Steenberghe, D., & Suetens, P. (2008). Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 105(4), 512-518.
- Marlière, D., Demétrio, M., Picinini, L., De Oliveira, R., & Chaves Netto, H. (2018). Accuracy of computer-guided surgery for dental implant placement in fully edentulous patients: A systematic review. *European Journal of Dentistry*, 12, 153-160.
- Marmulla, R., & Mühling, J. (2006). The influence of computed tomography motion artifacts on computer-assisted surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 64, 466–70.
- Marmulla, R., Wörtche, R., Mühling, J., & Hassfeld, S. (2005). Geometric accuracy of the NewTom 9000 cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology*, 34(1), 28-31.
- Mizrahi, B., Thunthy, K., & Finger, I. (1998). Radiographic/surgical template incorporating metal telescopic tubes for accurate implant placement. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 10, 757–765.
- Moreno Vazquez, J. (2013). Introduccion. En *planificación 3D y cirugía guiada en implantología oral* (pp. 24-30). Madrid: Ripano, SA.
- Mozzo, P., Procacci, C., Tacconi, A., Tinazzi Martini, P., & Bergamo Andreis, I. (1998). (4) A new volumetric CT machine for dental imaging. *Eur Radiol*, 8(9), 1558-1564.

- Naitoh, M., Hirukawa, A., Katsumata, A., & Arijji, E. (2009). Evaluation of voxel values in mandibular cancellous bone: Relationship between cone-beam computed tomography and multislice helical computed tomography. *Clinical Oral Implants Research*, 20(5), 503-506.
- Naitoh, M., Mitsuya, S., Arijji, E., Katsumata, A., & Kamemoto, H. (2004). Measurement of mandibles with microfocus x-ray computerized tomography and compact computerized tomography for dental use. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 19(2), 239-246.
- Noharet, R., Pettersson, A., & Bourgeois, D. (2014). Accuracy of implant placement in the posterior maxilla as related to 2 types of surgical guides: A pilot study in the human cadaver. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 526-532.
- Ochi, M., Kanazawa, M., Sato, D., Kasugai, S., Hirano, S., & Minakuchi, S. (2013). Factors affecting accuracy of implant placement with mucosa-supported stereolithographic surgical guides in edentulous mandibles. *Computers in Biology and Medicine*, 43(11), 1653-1660.
- Ozan, O., Turkyilmaz, I., Ersoy, A., McGlumphy, E., & Rosenstiel, S. (2009). Clinical Accuracy of 3 Different Types of Computed Tomography-Derived Stereolithographic Surgical Guides in Implant Placement. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(2), 394-401.
- Park, C., Raigrodski, A., Rosen, J., Spiekerman, C., & London, R. (2009). Accuracy of implant placement using precision surgical guides with varying occlusogingival heights: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(6), 372-381.

- Park, S., Leesungbok, R., Cui, T., Lee, S., & Ahn, S. (2017). Reliability of a CAD/CAM Surgical Guide for Implant Placement: An In Vitro Comparison of Surgeons' Experience Levels and Implant Sites. *The International Journal of Prosthodontics*, 30(4), 367-369.
- Pettersson, A., Kero, T., Gillot, L., Cannas, B., Fäldt, J., Söderberg, R., & Näsström, K. (2010). Accuracy of CAD/CAM-guided surgical template implant surgery on human cadavers: Part I. *The Journal of prosthetic dentistry*, 103(6), 334-342. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60072-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60072-8)
- Pettersson, A., Kero, T., Söderberg, R., & Näsström, K. (2014). Accuracy of virtually planned and CAD/CAM-guided implant surgery on plastic models. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(6), 1472-1478.
- Pettersson, A., Komiyama, A., Hultin, M., Näsström, K., & Klinge, B. (2012). Accuracy of Virtually Planned and Template Guided Implant Surgery on Edentate Patients. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14, 527-537.
- Pharoah, M. (1993). Imaging techniques and their clinical significance. *Int J Prosthodon*, 6, 176-179.
- Powers, D., Edgin, W., & Tabatchnick, L. (1998). Stereolithography: A historical review and indications for use in the management of trauma. *Journal of Cranio-Maxillofacial Trauma*, 4(3), 16-23.
- Quirynen, M., Lamoral, Y., Dekeyser, C., Peene, P., van Steenberghe, D., Bonte, J., & Baert, A. (1990). CT scan standard reconstruction technique for reliable jaw bone volume determination. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 5(4), 384-389.



- Raico Gallardo, Y., Rodrigues Teixeira da Silva-Olivio, I., Mukai, E., Morimoto, S., Sesma, N., & Cordaro, L. (2017). Accuracy comparison of guided surgery for dental implants according to the tissue of support: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 28(5), 602-612.
- Reddy, M., Mayfield-Donahoo, T., Vanderven, F., & Jeffcoat, M. (1994). A comparison of the diagnostic advantages of panoramic radiography and computed tomography scanning for placement of root form dental implants. *Clinical Oral Implants Research*, 5(4), 229-238.
- Reddy, M., & Wang, I. (1999). Radiographic determinants of implant performance. *Adv Dent Res*, 13, 36-145.
- Resnik, R., Kircos, L., & Misch, C. (2009). Técnicas de diagnóstico por imagen. En Elsevier Mosby (Ed.), *Implantología contemporánea* (3ª, pp. 52-53). Barcelona.
- Rhee, Y., Huh, Y., Cho, L., & Park, C. (2015). Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-Dimensional superimposition. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 7(6), 460-467.
- Roberts, W., Garetto, L., & DeCastro, R. (1989). Remodeling of devitalized bone threatens periosteal margin integrity of endosseous titanium implants with threaded or smooth surfaces: indications for provisional loading and axially directed occlusion. *J Indiana Dent Assoc*, 68(4), 19-24.
- Rodas Rivera, R. (2014). Historia de la implantología y la oseointegración, antes y después de Branemark. *Revista Estomatológica Herediana*, 23(1), 39.
- Rothman, S., Chafetz, N., Rhodes, M., & Schwartz, M. (1988). CT in the Preoperative Assessment of the Mandible and Maxilla for Endosseous Implant Surgery. *Radiology*, (168), 171-175.

- Rungcharassaeng, K., Caruso, J., Kan, J. Y., Schutyser, F., & Boumans, T. (2015). Accuracy of computer-guided surgery: A comparison of operator experience. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(3), 407-413.
- Sarment, D., Sukovic, P., & Clinthorne, N. (2003). Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 18(4), 571-577.
- Schneider, D., Marquardt, P., Zwahlen, M., & Jung, R. (2009). A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. *Clinical Oral Implants Research*, 20(suppl 4), 73–86.
- Schneider, J., Decker, R., & Kalender, W. (s. f.). Accuracy in medicinal modelling. *Phidias Newsl*, 8, 5–14.
- Schulze, D., Heiland, M., Blake, F., Rother, U., & Schmelzle, R. (2005). Evaluation of quality of reformatted images from two cone-beam computed tomographic systems. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 33(1), 19-23.
- Schwarz, M., Rothman, S., Rhodes, M., & Chafetz, N. (1987a). Computed tomography: Part I. Preoperative assessment of the mandible for endosseous implant surgery. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 2(3), 137-141.
- Schwarz, M., Rothman, S., Rhodes, M., & Chafetz, N. (1987b). Computed tomography Part -II. Preoperative Assessment of the Maxilla for Endosseous Implant Surgery. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 2(3), 143-148.

- Sennerby, L., & Meredith, N. (2008). Implant stability measurements using resonance frequency analysis: Biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000*, 47, 51-66.
- Sharma, M., Pandey, V., Vartak, V., & Bondekar, V. (2016). Prosthetic Driven Implantology- A Review. *Int J Res Health Allied Sci*, 2(3), 21-25.
- Soares, M., Harari, N., Cardoso, E., Manso, M., Conz, M., & Vidigal, G. (2012). An in vitro model to evaluate the accuracy of guided surgery systems. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 27(4), 824-831.
- Soares, P., de Almeida Milito, G., Pereira, F., Rodrigues Reis, B., Soares, C., de Sousa Menezes, M., & de Freitas Santos-Filho, P. (2013). Rapid prototyping and 3D-virtual models for operative dentistry education in Brazil. *Journal of dental education*, 77(3), 358-363.
- Sonick, M., Abrahams, J., & Faiella, R. (1994). A Comparison of the Accuracy of Periapical, Panoramic, and Computerized Tomographic Radiographs in Locating the Mandibular Canal. *international Journal of maxillofacial Implants*, 9(4), 455-460.
- Steenberghe, D., Glauser, R., Blomback, U., Andersson, M., Schutyser, F., Pettersson, A., & Wendelhag, I. (2005). A Computed Tomographic Scan-Derived Customized Surgical Template and Fixed Prosthesis for Flapless Surgery and Immediate Loading of Implants in Fully Edentulous Maxillae: A Prospective Multicenter Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 7(s1), s111-s120.

- Stübinger, S., Buitrago-Tellez, C., & Cantelmi, G. (2014). Deviations between placed and planned implant positions: an accuracy pilot study of skeletally supported stereolithographic surgical templates. *Clinical implant dentistry and related research*, 16(4), 540-551.
- Stumpel, L. (2012). Deformation of Stereolithographically Produced Surgical Guides: An Observational Case Series Report. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14, 442-53.
- Sullivan, R. (2001). Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *J Calif Dent Assoc.*, 29(11), 737-45.
- Tahmaseb, A. (2011). Digital protocol for reference-based guided surgery and immediate loading: a prospective clinical study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40(10), 1046.
- Tahmaseb, A., Wismeijer, D., Coucke, W., & Derksen, W. (2014). Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 29 Suppl, 25-42.
- Tahmaseb, A., Wu, V., Wismeijer, D., Coucke, W., & Evans, C. (2018). The accuracy of static computer-aided implant surgery: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 29(suppl 16), 416-435.
- Tardieu, P., & Rosenfield, A. (2009). Introduction. En *The art of computer-guided implantology*. (pp. 1-4). Quintessence Publishing.
- Tardieu, P., Vrielinck, L., & Escolano, E. (2003). Computer-assisted implant placement. A case report: Treatment of the mandible. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 18(4), 599-604.

- Tardieu, P., Vrielinck, L., Escolano, E., Henne, M., & Tardieu, A. (2007). Computer-assisted implant placement: scan template, simplant, surgiguide, and SAFE system. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 27(2), 141-149.
- Toyoshima, T., Tanaka, H., Sasaki, M., Ichimaru, E., Naito, Y., Matsushita, Y., ... Nakamura, S. (2015). Accuracy of implant surgery with surgical guide by inexperienced clinicians: an in vitro study. *Clinical and Experimental Dental Research*, 1(1), 10-17.
- Trevejo-Bocanegra, A., Fernández, D., & Calderón-Ubaqui, V. (2013). Estereolitografía: Conceptos básicos. *Revista Estomatológica Herediana*, 23(2), 96-100.
- Turkyilmaz, I., Ozan, O., Yilmaz, B., & Ersoy, A. (2008). Determination of bone quality of 372 implant recipient sites using hounsfield unit from computerized tomography: A clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 10(4), 238-244.
- Uhthoff, H., & Germain, J. (1977). The reversal of tissue differentiation around screws. *Clin Orthop Relat Res*, 123(Mar-Apr), 248-252.
- Valente, F., Schioli, G., & Sbrenna, A. (2009). Accuracy of computer-aided oral implant surgery: a clinical and radiographic study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 24(2), 234-242.
- Van Assche, N., Van Steenberghe, D., Guerrero, M. E., Hirsch, E., Schutyser, F., Quirynen, M., & Jacobs, R. (2007). Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: A pilot study. *Journal of Clinical Periodontology*, 34(9), 816-821.

- Van Assche, N., Van Steenberghe, D., Quirynen, M., & Jacobs, R. (2010). Accuracy assessment of computer-assisted flapless implant placement in
- Van Assche, N., Vercruyssen, M., Coucke, W., Teughels, W., Jacobs, R., & Quirynen, M. (2012). Accuracy of computer-aided implant placement. *Clinical Oral Implants Research*, 23(suppl 6), 112-123.
- Van de Wiele, G., Teughels, W., Vercruyssen, M., Coucke, W., Temmerman, A., & Quirynen, M. (2015). The accuracy of guided surgery via mucosa-supported stereolithographic surgical templates in the hands of surgeons with little experience. *Clinical Oral Implants Research*, 26(12), 1489-1494.
- Van Steenberghe, D., Naert, I., Andersson, M., Brajnovic, I., Van Cleynenbreugel, J., & Suetens, P. (2002). A custom template and definitive prosthesis allowing immediate implant loading in the maxilla: a clinical report. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 17(5), 663-670.
- Vannier, M., Hildebolt, C., Conover, G., Knapp, R., Yokoyama-Crothers, N., & Wang, G. (1997). Three-dimensional dental imaging by spiral CT: A progress report. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 84(5), 561-570.
- Vasak, C., Watzak, G., Gahleitner, A., Strbac, G., Schemper, M., & Zechner, W. (2011). Computed tomography-based evaluation of template (NobelGuide™)-guided implant positions: A prospective radiological study. *Clinical Oral Implants Research*, 22(10), 1157-1163.

- Vercruyssen, M., Cox, C., Coucke, W., Naert, I., Jacobs, R., & Quirynen, M. (2014). A randomized clinical trial comparing guided implant surgery (bone- or mucosa-supported) with mental navigation or the use of a pilot-drill template. *Journal of Clinical Periodontology*, 41(7), 717-723.
- Vercruyssen, M., Jacobs, R., Van Assche, N., & Van Steenberghe, D. (2008). The use of CT scan based planning for oral rehabilitation by means of implants and its transfer to the surgical field: A critical review on accuracy. *Journal of Oral Rehabilitation*, 35, 454-474.
- Vermeulen, J. (2016). The Accuracy of Implant Placement by Experienced Surgeons: Guided vs Freehand Approach in a Simulated Plastic Model. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(3), 617-624.
- Vrielinck, L., Politis, C., Schepers, S., Pauwels, M., & Naert, I. (2003). Image-based planning and clinical validation of zygoma and pterygoid implant placement in patients with severe bone atrophy using customized drill guides. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 32(1), 7-14.
- Widmann, G., & Bale, R. (2006). Accuracy in computer-aided implant surgery--a review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 21(2), 305-313.
- Widmann, G., Stoffner, R., Schullian, P., Widmann, R., Keiler, M., Zangerl, A., ... Bale, R. (2010). Comparison of the accuracy of invasive and noninvasive registration methods for image-guided oral implant surgery. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 25(3), 491-498.

Winder, J., & Bibb, R. (2005). Medical rapid prototyping technologies: State of the art and current limitations for application in oral and maxillofacial surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(7), 1006-1015.

Worthington, P. (2004). Injury to the Inferior Alveolar Nerve During Implant Placement: A Formula for Protection of ublicatio. *International Journal of oral & Maxillofacial Implants*, 19(5), 731-734.

Wyatt, C., & Pharoah, M. (1998). Imaging techniques and image interpretation for dental implant treatment. *Int J Prosthodont*, 11(5), 442-452.







## ABREVIATURAS

---

TC: *Tomografía Computarizada*

TAC: *Tomografía Axial Computarizada*

CBCT: *Cone-Beam Computed Tomography. Tomografía Computarizada con haz cónico*

DICOM: *Digital Imaging and Communications in Medicine*

MPR: *Multiplanar Reconstruction. Reconstrucción Multiplanar*

TOB: *Triangle of Bone*

TCI: *Tomografía Computarizada Interactiva*

MIP: *Maximum Intensity Projection*

VR: *Volumen-Rendering*

3D-VR: *3D Volumen Rendering*

SSD: *Shaded Surface Display. Reconstrucción de superficie*

CAD: *Computer-Aided Design. Diseño asistido por ordenador*

CAM: *Computer-Aided Manufacturing. Fabricación asistida por ordenador*

SPR: *Sistema de Prototipado Rápido*

PR: *prototipado rápido*

SLA: *Esterelitografía*

SLS: *Sinterización Selectiva por Laser*

FDM: *Modelaje por Deposición Fundida*

STL: *STereoLitography, Standard Triangle Language" o "Standard Tessellation Language*

CAS: *Computer Guided Surgery o Cirugía asistida por ordenador*

EIO: *Escáner intraoral*

SAFE: *Secure, Accurate, Flexible, and Ergonomic*

MDCT: *Multidetector Computed Tomography*

W: *Voxel Value (Valor de Voxel)*

UH: *Unidades Hounsfield*

ISO: *International Organization for Standardization. Organización Internacional  
para la Estandarización*

EAO: *European Association for Osseointegration*

## ÍNDICE DE TABLAS

---

Tabla 1. Rango de dosis efectiva de cbct dental en $\mu\text{Sv}$ .....	40
Tabla 2 Dosis efectiva de imagen dental convencional y MDCT en $\mu\text{Sv}$ .....	40
Tabla 3. Fuentes de Error .....	60
Tabla 4. Desviación global de la plataforma para cada cirujano .....	95
Tabla 5. Desviación global del ápex para cada cirujano.....	102
Tabla 6. Desviación global del ángulo para cada cirujano .....	109
Tabla 7. Desviaciones en cada grupo de cirujanos clasificado por el nivel de experiencia.....	116
Tabla 8. Diferencias entre grupos.....	121
Tabla 9. Estudios de precisión realizados "in vitro" o en cadáver. ....	131
Tabla 10. Comparación fernández-Gil y Cushen .....	138



## ÍNDICE DE FIGURAS

---

Figura 1. Radiografía periapical .....	29
Figura 2. Ortopantomografía o Radiografía panorámica .....	31
Figura 3. Cortes axial, ortoradiales y panorámico en el software dentascan ...	36
Figura 4. Férula radiológica de bario y resina con bario .....	37
Figura 5. Concepto de triangle of bone .....	39
Figura 6. I-CAT .....	41
Figura 7. Reconstrucciones MPR y SSD .....	43
Figura 8. Reformateo panorámico .....	43
Figura 9. MIP. Maximum Intensity Projection .....	44
Figura 10. Reconstrucción de superficie.....	44
Figura 11. Imagen de software de planificación .....	49
Figura 12. Sistema de guía múltiple.....	54
Figura 13. Sistema de guía única con anillos intercambiables.....	56
Figura 14. Sistema de guía única con pines de fijación y llaves de fresado .....	56
Figura 15. Sistema de guía única con fresas con camisa y topes de profundidad. .....	57
Figura 16. Sistema de transportadores de implantes con tope. ....	57
Figura 17. Esquema parámetros de desviación del implante.....	58
Figura 18. Esquema del concepto de precision y exactitud.....	59
Figura 19. Herramienta "best fit" .....	68
Figura 20. Modelo de mandíbula utilizado en el estudio .....	80
Figura 21. Cabeza frasaco®.....	80
Figura 22. Planificación de los implantes sobre el modelo de mandíbula .....	81
Figura 23. Guía quirúrgica utilizada en el estudio .....	82
Figura 24. Modelo de implante utilizado para el estudio.....	83

Figura 25. Fotografía tomada durante la intervención .....	84
Figura 26. Modelo de mandíbula con los implantes colocados .....	85
Figura 27. Imagen del proceso de medición. ....	88
Figura 28. otro momento del proceso de medicion de las diferencias.....	88
Figura 29. representación de las medidas realizadas en el estudio. ....	89



## ÍNDICE DE GRÁFICOS

---

GRÁFICO 1. Desviación en la plataforma. Posición 32. Por cirujano .....	96
GRÁFICO 2. Desviación en la plataforma. Posición 32. Por grupos .....	96
GRÁFICO 3. Desviación en la plataforma. Posición 34. Por cirujanos.....	97
GRÁFICO 4. Desviación en la plataforma. Posición 34. Por grupos .....	97
GRÁFICO 5. Desviación en la plataforma. Posición 36. Por cirujanos.....	98
GRÁFICO 6. Desviación en la plataforma. Posición 36. Por grupos .....	98
GRÁFICO 7. Desviación en la plataforma. Posición 42. Por cirujanos.....	99
GRÁFICO 8. Desviación en la plataforma. Posición 42. Por grupos .....	99
GRÁFICO 9. Desviación en la plataforma. Posición 44. Por cirujanos.....	100
GRÁFICO 10. Desviación en la plataforma. Posición 44. Por grupos .....	100
GRÁFICO 11. Desviación en la plataforma. Posición 46. Por cirujanos.....	101
GRÁFICO 12. Desviación en la plataforma. Posición 46. Por grupos .....	101
GRÁFICO 13. Desviación en el ápex. Posición 32. Por cirujanos .....	103
GRÁFICO 14. Desviación en el ápex. Posición 32. Por grupos .....	103
GRÁFICO 15. Desviación en el ápex. Posición 34. Por cirujanos .....	104
GRÁFICO 16. Desviación en el ápex. Posición 34. Por grupos .....	104
GRÁFICO 17. Desviación en el ápex. Posición 36. Por cirujanos .....	105
GRÁFICO 18. Desviación en el ápex. Posición 36. Por grupos .....	105
GRÁFICO 19. Desviación en el ápex. Posición 42. Por cirujanos .....	106
GRÁFICO 20. Desviación en el ápex. Posición 42. Por grupos .....	106
GRÁFICO 21. Desviación en el ápex. Posición 44. Por cirujanos .....	107
GRÁFICO 22. Desviación en el ápex. Posición 44. Por grupos .....	107
GRÁFICO 23. Desviación en el ápex. Posición 46. Por cirujanos .....	108
GRÁFICO 24. Desviación en el ápex. Posición 46. Por grupos .....	108
GRÁFICO 25. Desviación en el ángulo. Posición 32. Por cirujanos.....	110

GRÁFICO 26. Desviación en el ángulo. Posición 32. Por grupos.....	110
GRÁFICO 27. Desviación en el ángulo. Posición 34. Por cirujanos.....	111
GRÁFICO 28. Desviación en el ángulo. Posición 34. Por grupos.....	111
GRÁFICO 29. Desviación en el ángulo. Posición 36. Por cirujanos.....	112
GRÁFICO 30. Desviación en el ángulo. Posición 36. Por grupos.....	112
GRÁFICO 31. Desviación en el ángulo. Posición 42. Por cirujanos.....	113
GRÁFICO 32. Desviación en el ángulo. Posición 42. Por grupos.....	113
GRÁFICO 33. Desviación en el ángulo. Posición 44. Por cirujanos.....	114
GRÁFICO 34. Desviación en el ángulo. Posición 44. Por grupos.....	114
GRÁFICO 35. Desviación en el ángulo. Posición 46. Por cirujanos.....	115
GRÁFICO 36. Desviación en el ángulo. Posición 46. Por grupos.....	115
GRÁFICO 37. Desviación en la plataforma por grupos.....	117
GRÁFICO 38. Desviación en el ápex por grupos .....	117
GRÁFICO 39. Desviación en el ángulo por grupos .....	117
GRÁFICO 40. desviaciones medias en la Plataforma según la posición .....	118
GRÁFICO 41. desviaciones medias para el ápex según la posición.....	118
GRÁFICO 42. desviaciones medias para el ángulo según la posición .....	118
GRÁFICO 43. Desviación en el ápex por grupos .....	119
GRÁFICO 44. Desviacion en el ápex por grupos y por cirujanos.....	119
GRÁFICO 45. Desviación en la plataforma por grupos.....	120
GRÁFICO 46. Desviacion en la plataforma por grupos y por cirujanos .....	120
GRÁFICO 47. Desviacion en el ángulo por grupos .....	122
GRÁFICO 48. Desviacion en el ángulo por grupos y por cirujanos.....	122





## ANEXO I

---

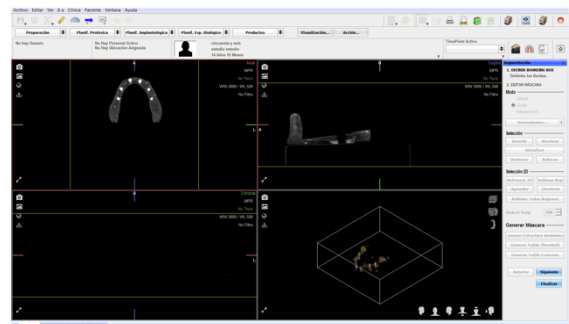
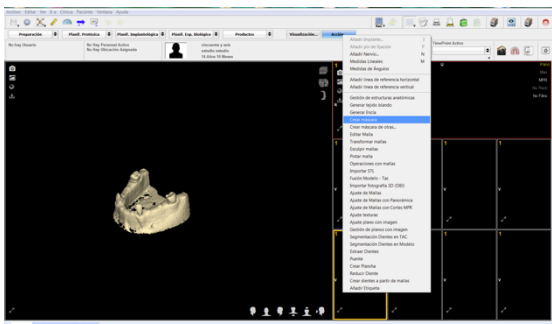
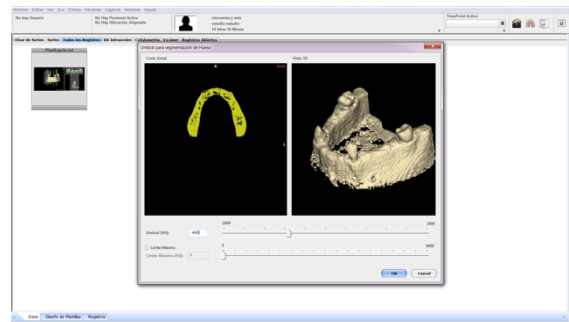
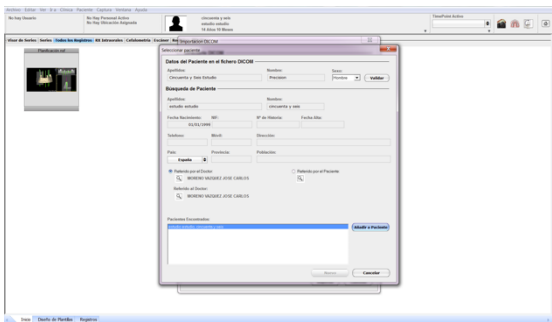
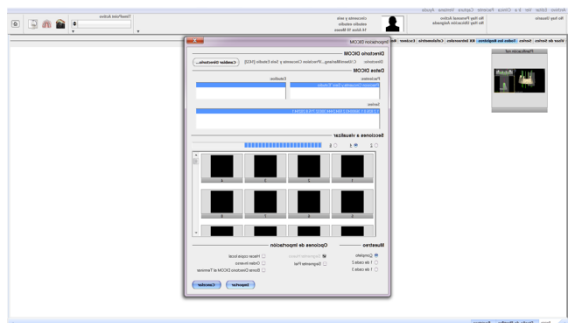
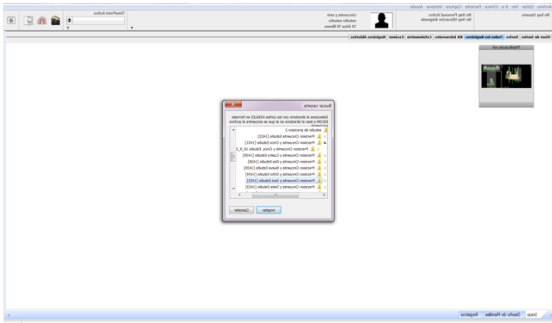
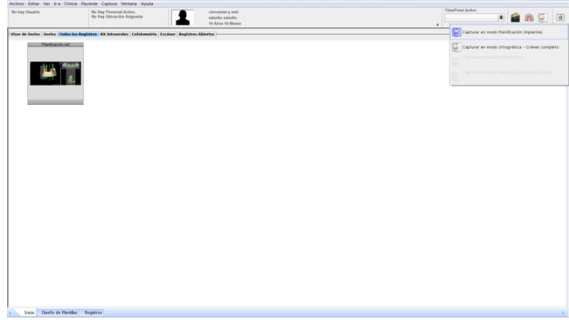
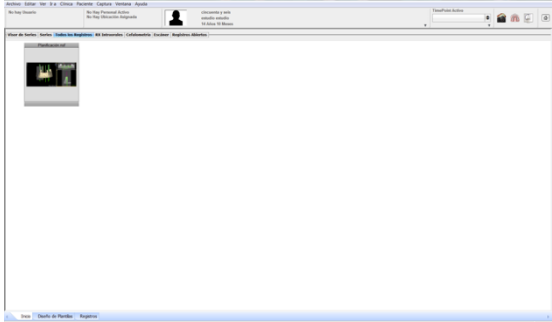
Exposición de los pasos requeridos para tomar las medidas en cuanto a la desviación en la colocación de los implantes con respecto a la planificación que generó la guía quirúrgica.

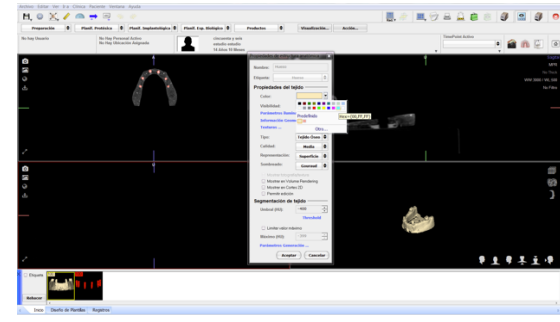
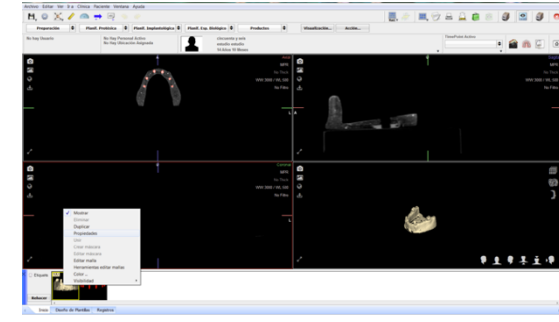
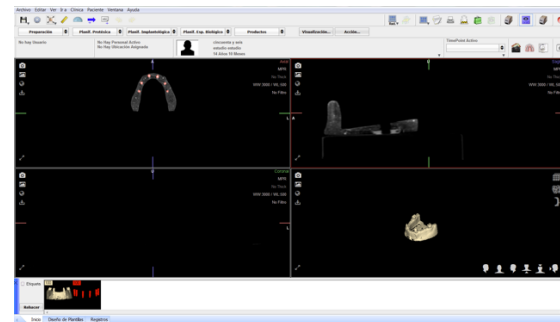
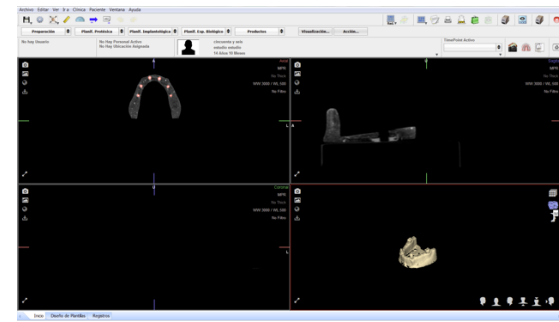
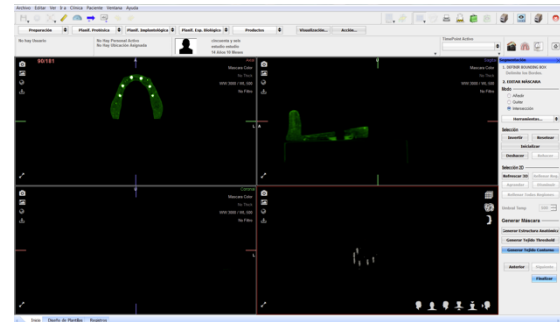
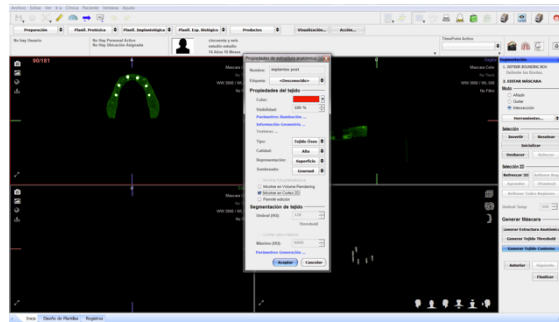
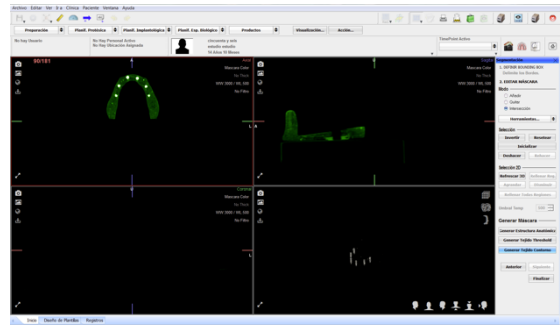
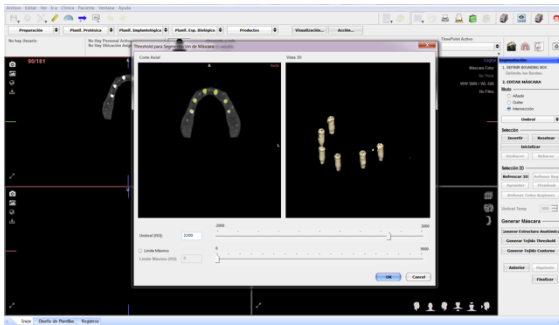
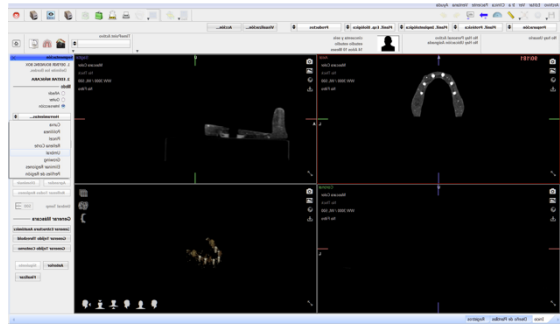
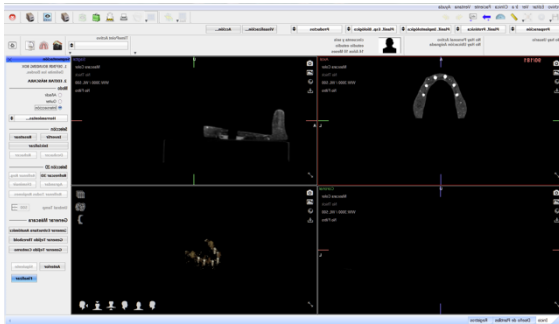
Se importó la información DICOM de la mandíbula escaneada con los implantes puestos. Mediante el software de Nemotec se segmentaron los implantes y se aislaron de la mandíbula donde estaban insertados.

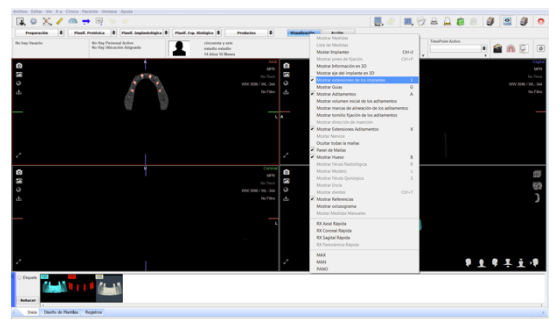
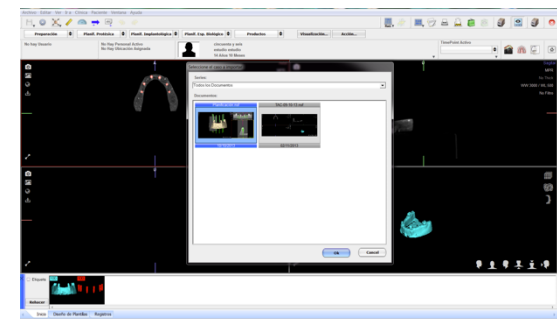
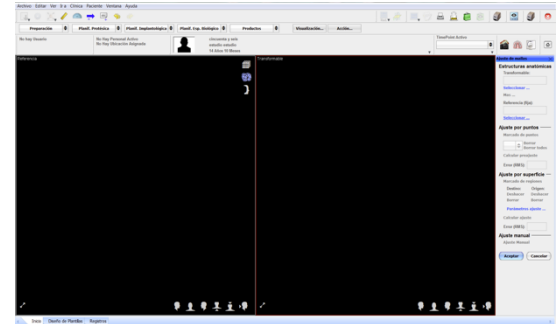
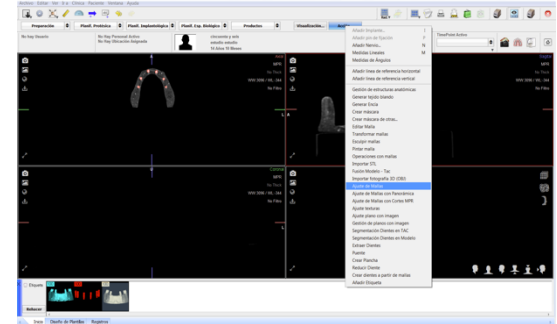
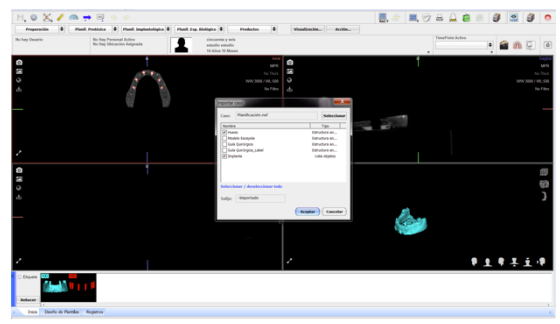
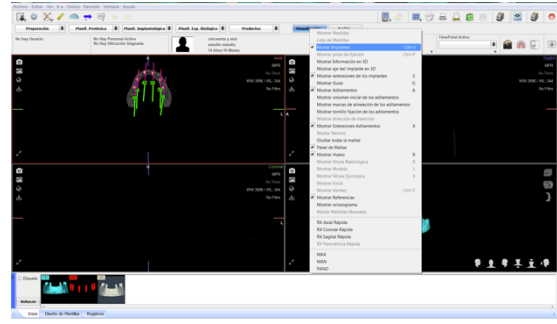
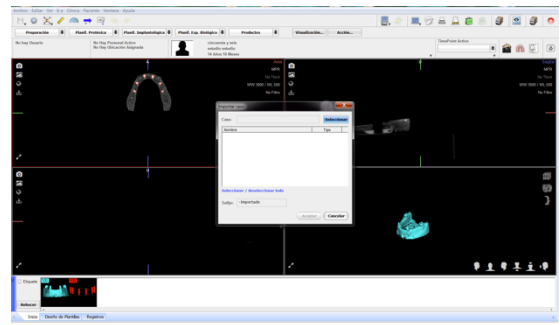
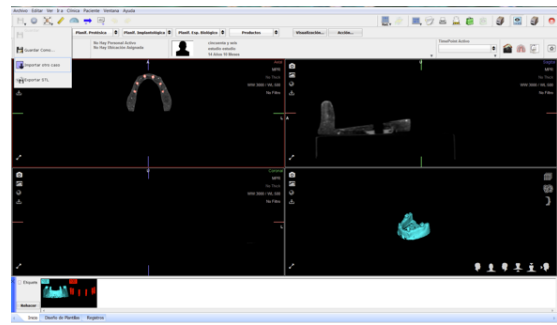
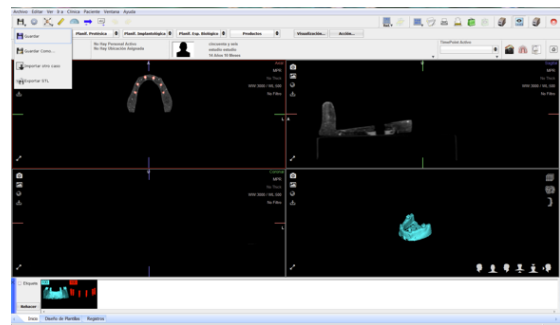
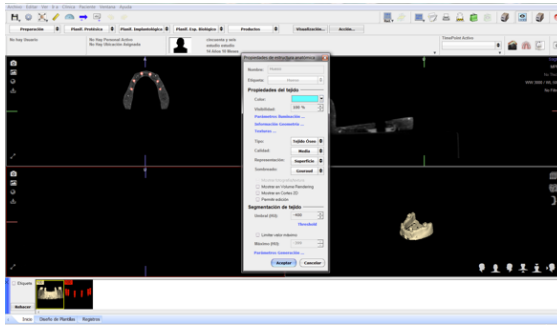
Se importó también en otro acto la planificación común para todos.

Una vez hecho esto se fusionó la planificación con los implantes segmentados y se superpuso. Para ello primero se alineó el modelo de la planificación y el modelo tras la colocación de los implantes consiguiendo tener fusionados en una misma imagen la planificación y los implantes. Se hizo un ajuste por puntos (ajuste de mallas) marcando diferentes zonas en regiones distintas para una superposición lo más ajustada posible.

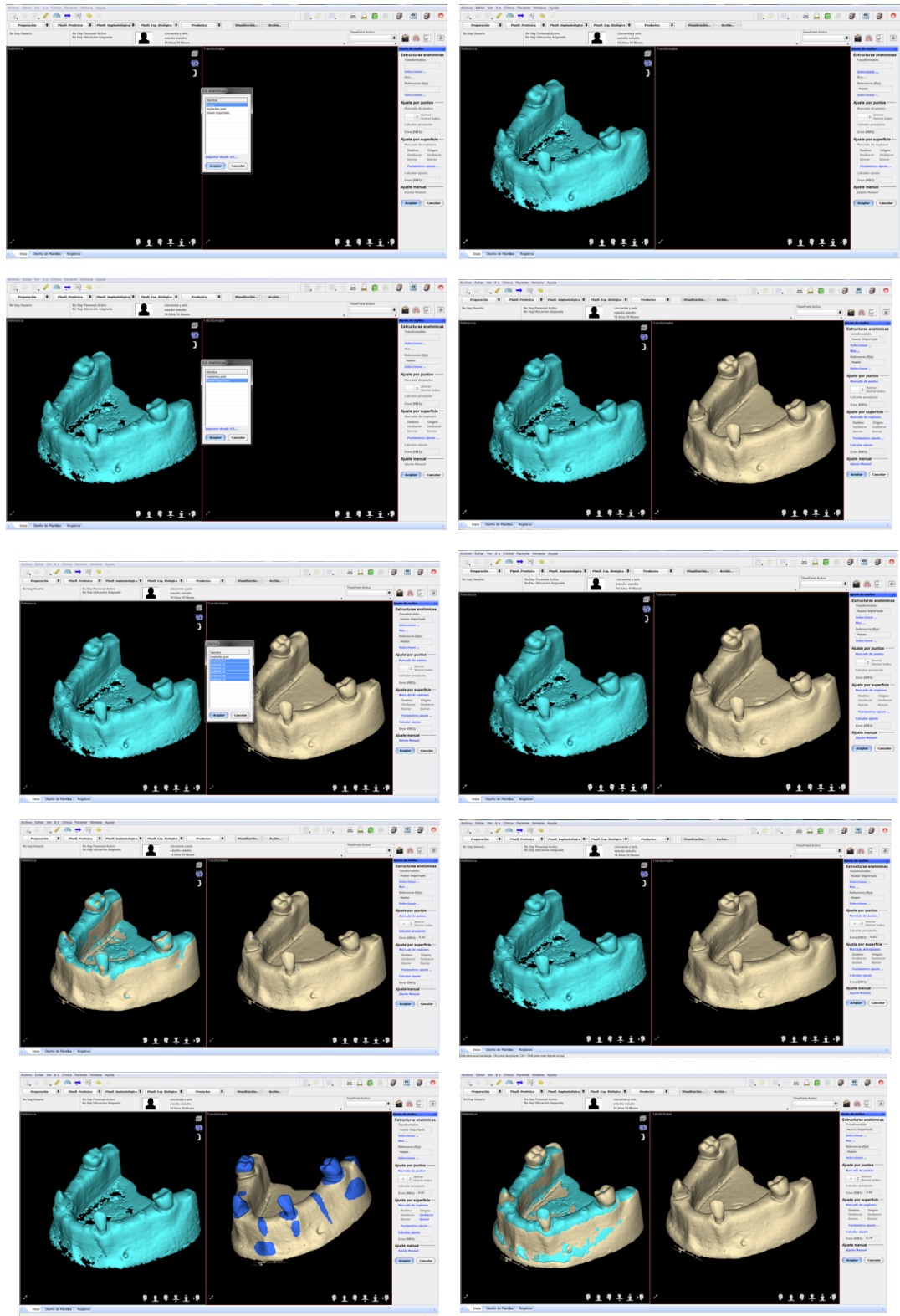
Se marcaron los puntos centrales del ápex y del cuello en todos los implantes y en la planificación. El programa diseñado para hacer los cálculos generó las medidas y se exportaron los datos.

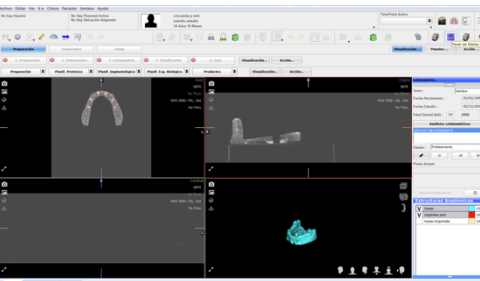
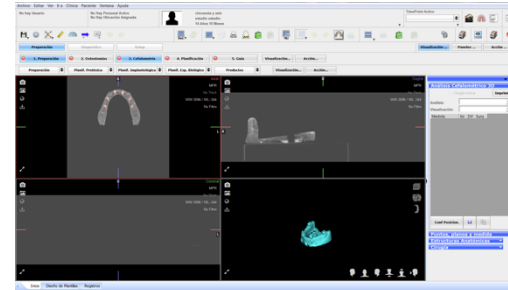
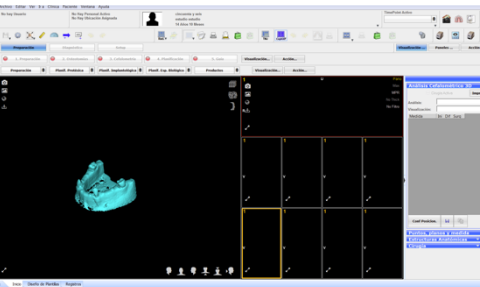
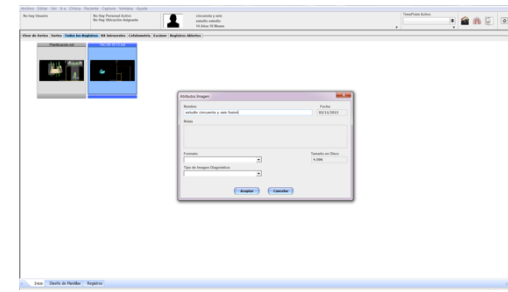
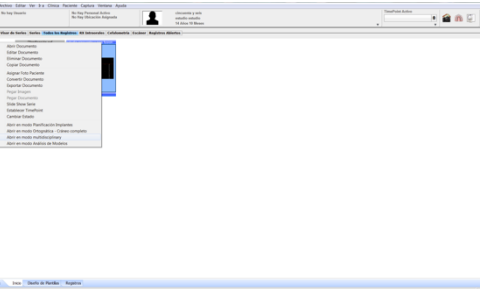
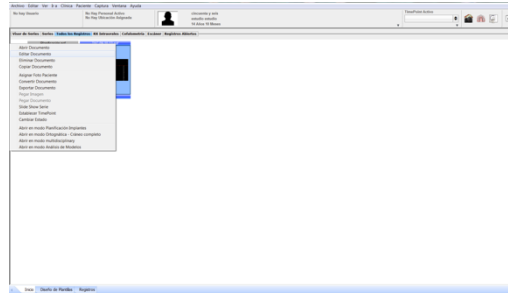
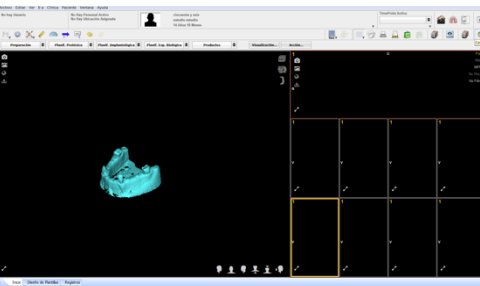
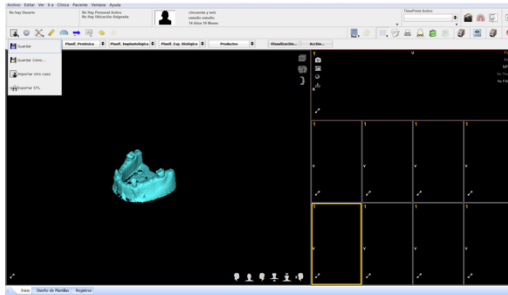
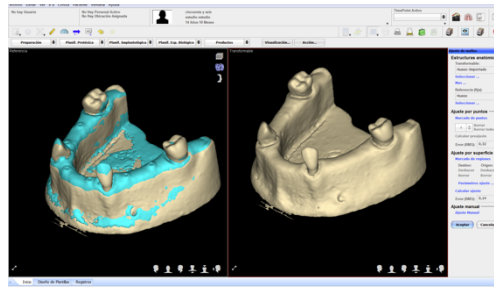
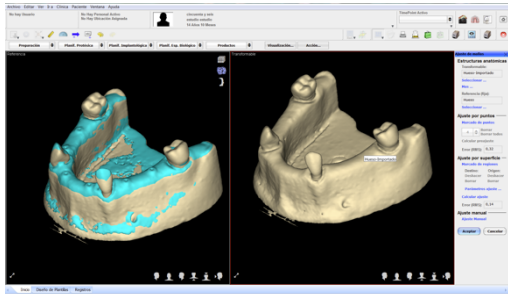


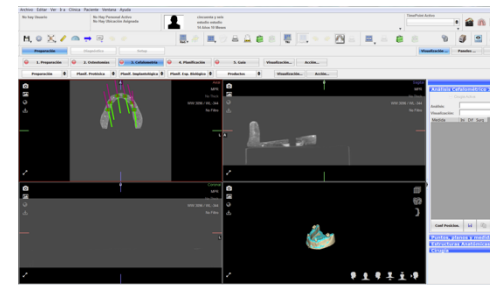
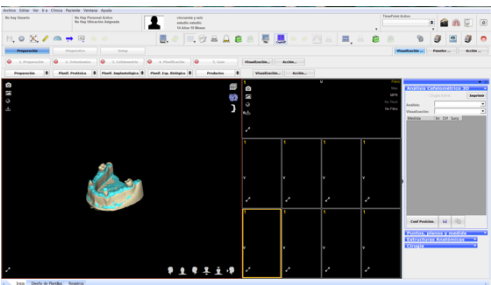
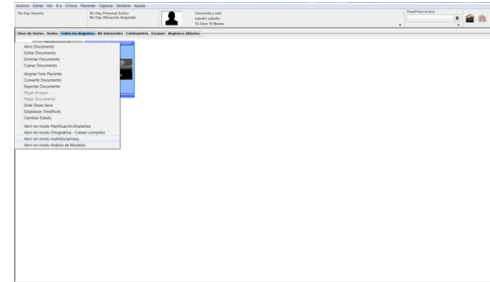
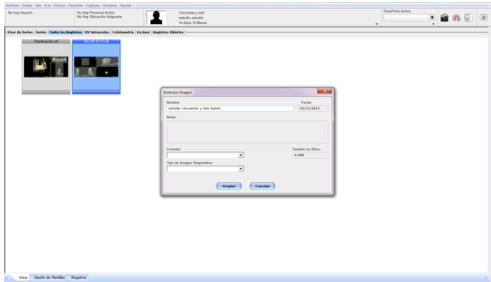
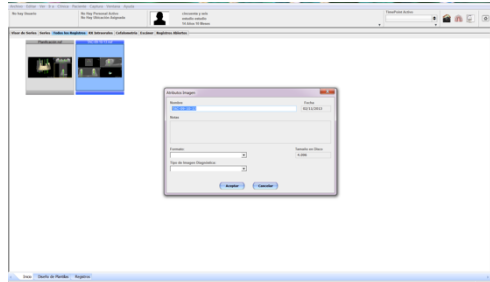
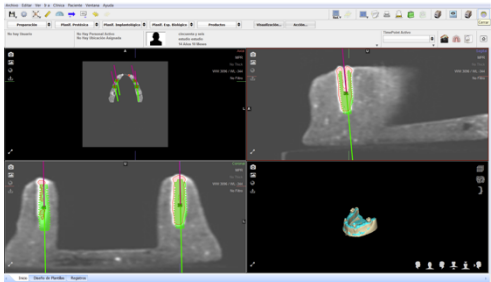
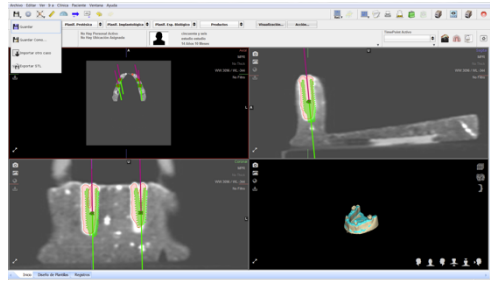
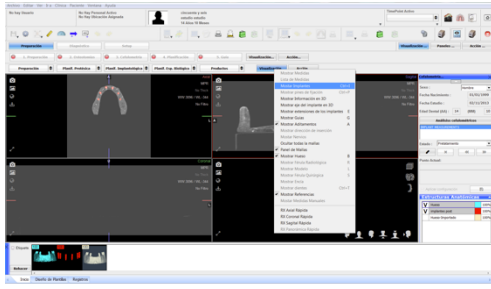


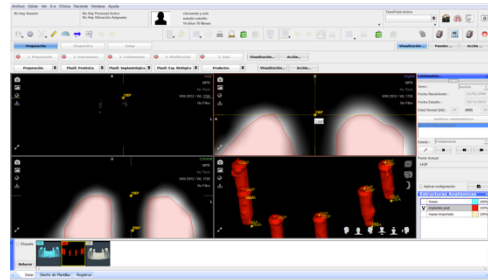
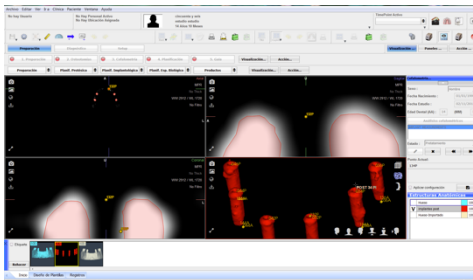
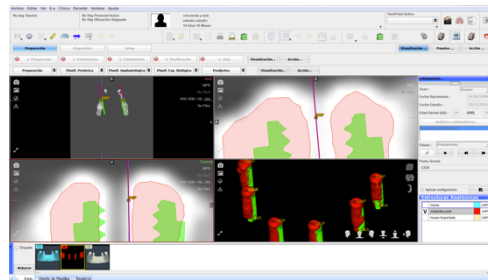
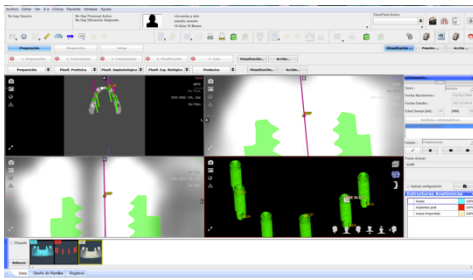
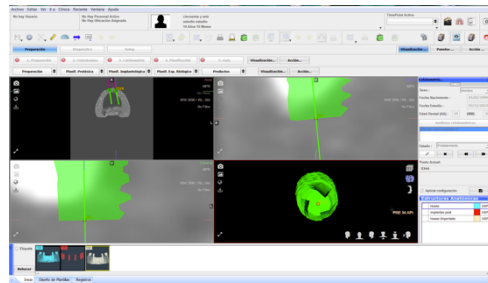
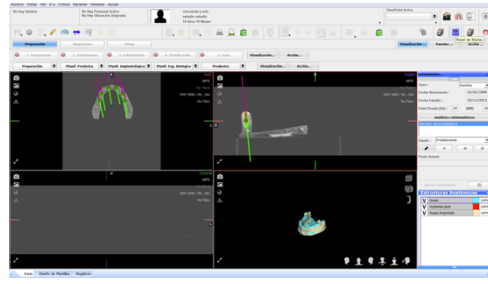
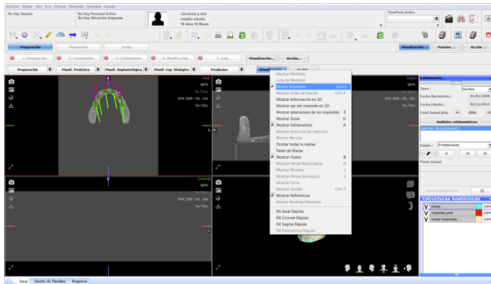
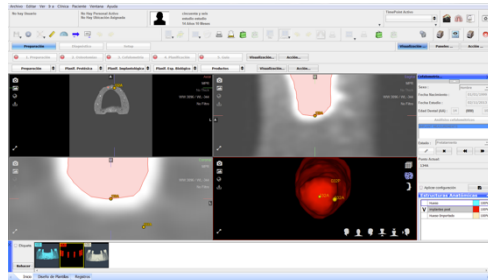
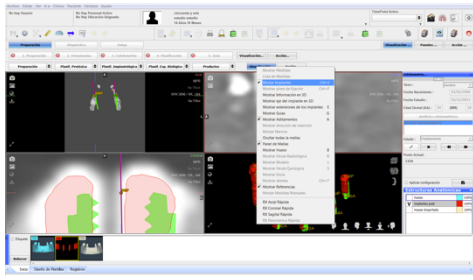


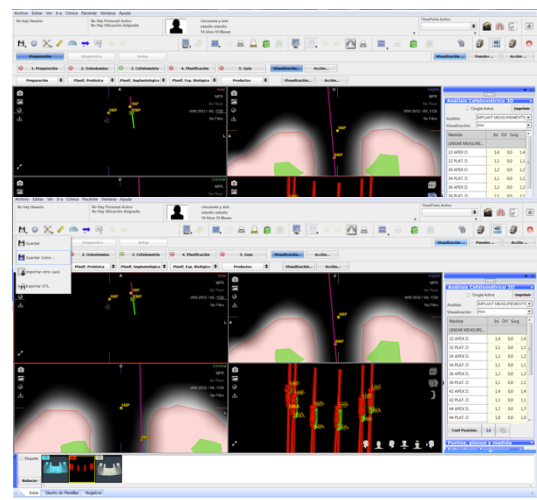
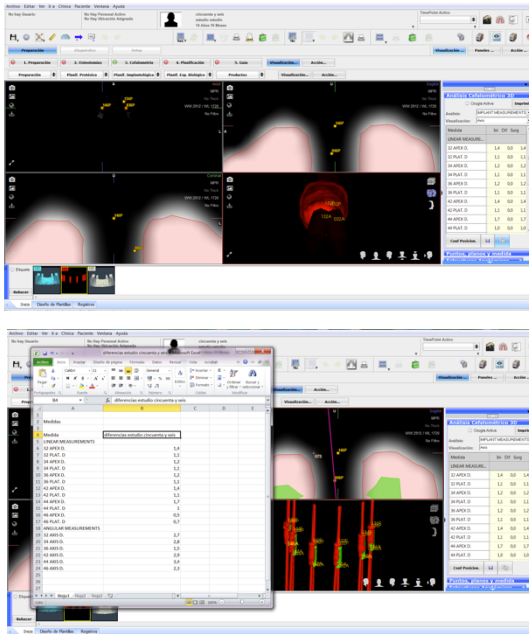




















## ANEXO II

---

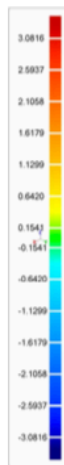
Análisis de la deformidad de la guía.

Se escaneó la guía antes de empezar el estudio y después de terminar todas las cirugías. Se compararon ambos escaneados no encontrándose diferencias. Puede concluirse que la guía no sufrió deformación tras los sucesivos usos.



### Geomagic Qualify Report

Date Inspected: 11/4/2013  
Date Generated: 11/4/2013, 6:41 pm



Author: CAM:CAM-PC  
Client Name: Geomagic, Inc.  
Reference Model: guia estudio pre  
Test Model: guia estudio post



### Alignment Statistics

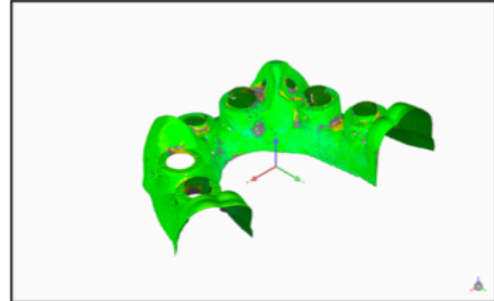
Alignment Name: Best fit alignment: guia estudio pre (1)  
RMS Error: 0.160207847mm  
Model Max. Length: 61.869318008mm  
Average Error: 0.076794600mm

### 3D Comparison Results

Reference Model	guia estudio pre
Test Model	guia estudio post
	models/ex.port.pre
No. of Data Points	364130
# Outliers	277

Tolerance Type	3D Deviation
Units	mm
Max. Critical	3.0816
Max. Nominal	0.1541
Min. Nominal	-0.1541
Min. Critical	-3.0816

Deviation	
Max. Upper Deviation	3.0807
Max. Lower Deviation	-3.0816
Average Deviation	0.1192 / -0.0530
Standard Deviation	0.1946



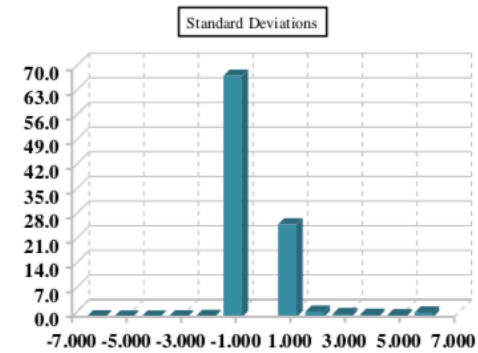
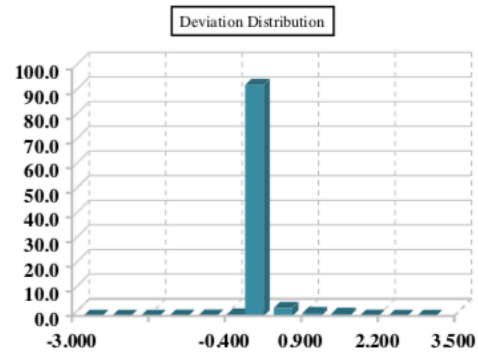
#### Deviation Distribution

>=Min	<Max	# Points	%
-3.0816	-2.5937	18	0.0049
-2.5937	-2.1058	8	0.0022
-2.1058	-1.6179	5	0.0014
-1.6179	-1.1299	226	0.0621
-1.1299	-0.6420	436	0.1197
-0.6420	-0.1541	2206	0.6058
-0.1541	0.1541	341342	93.7418
0.1541	0.6420	11952	3.2823
0.6420	1.1299	4447	1.2213
1.1299	1.6179	3236	0.8887
1.6179	2.1058	222	0.0610
2.1058	2.5937	22	0.0060
2.5937	3.0816	10	0.0027

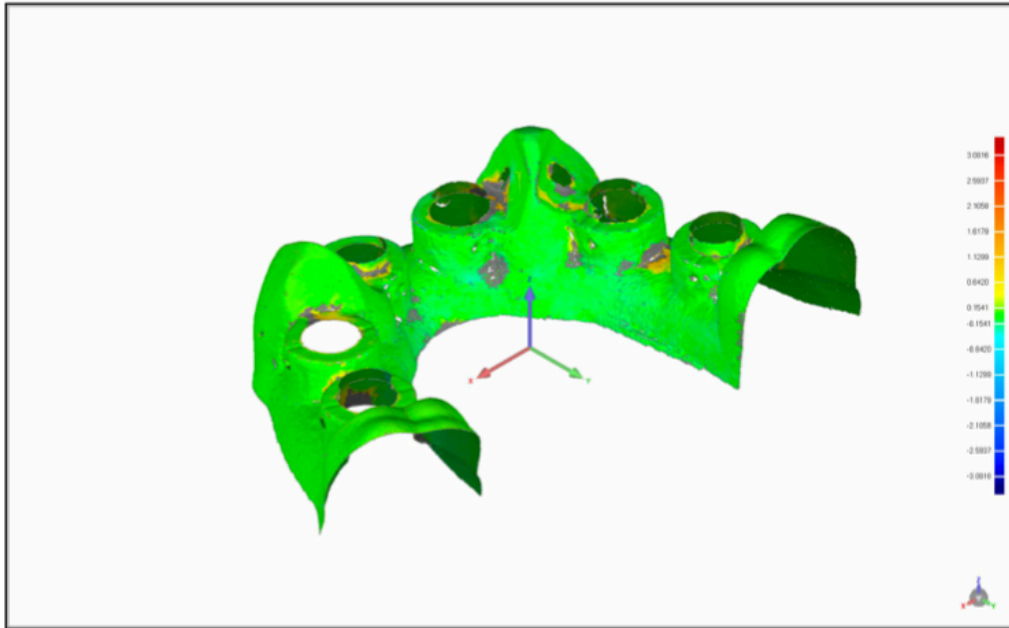
Out of Upper Critical	0	0.0000
Out of Lower Critical	0	0.0000

#### Standard Deviations

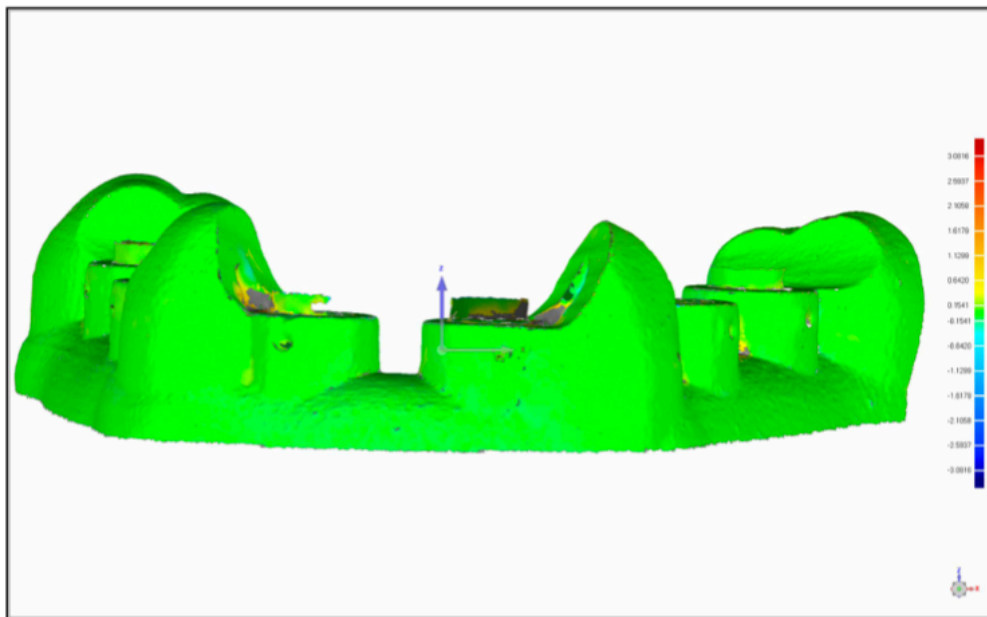
Distribution (+/-)	# Points	%
-6 * Std. Dev.	429	0.1178
-5 * Std. Dev.	171	0.0470
-4 * Std. Dev.	195	0.0536
-3 * Std. Dev.	460	0.1263
-2 * Std. Dev.	991	0.2722
-1 * Std. Dev.	249380	68.4865
1 * Std. Dev.	95708	26.2840
2 * Std. Dev.	5430	1.4912
3 * Std. Dev.	2965	0.8143
4 * Std. Dev.	2164	0.5943
5 * Std. Dev.	1706	0.4685
6 * Std. Dev.	4531	1.2443



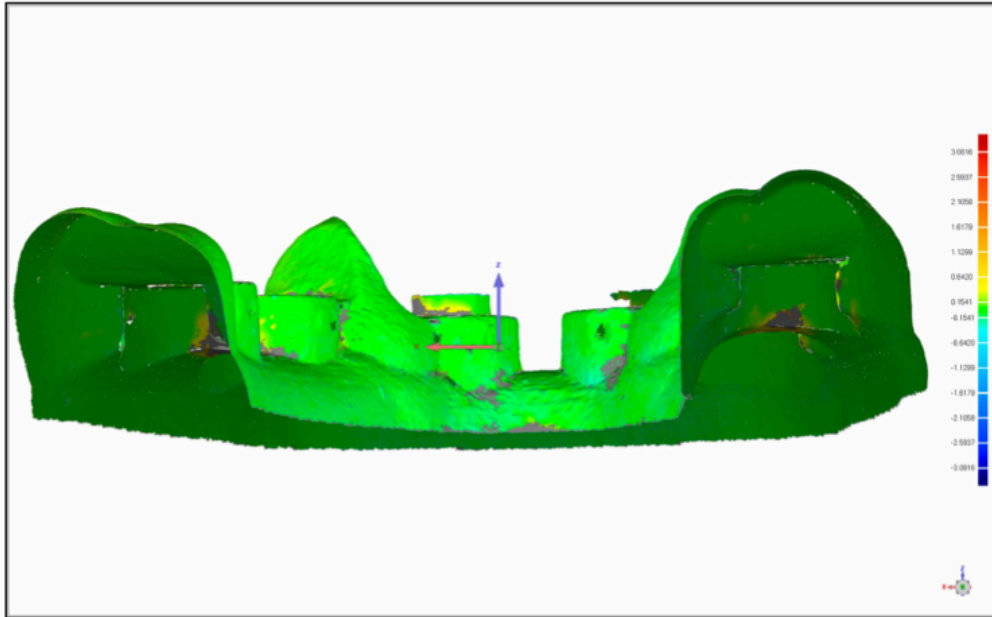
Predefined: Isometric



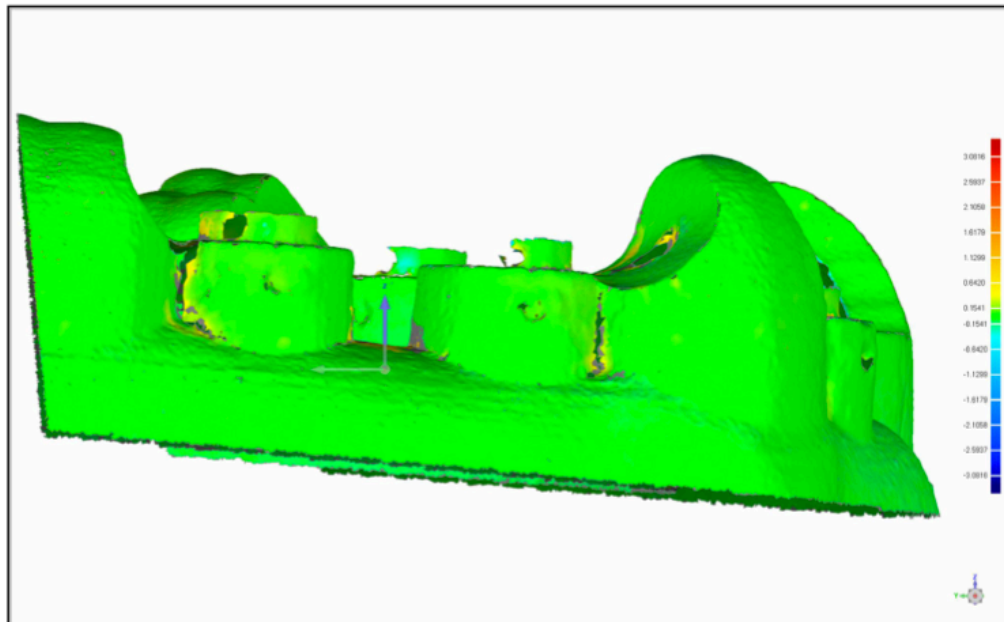
Predefined: Front



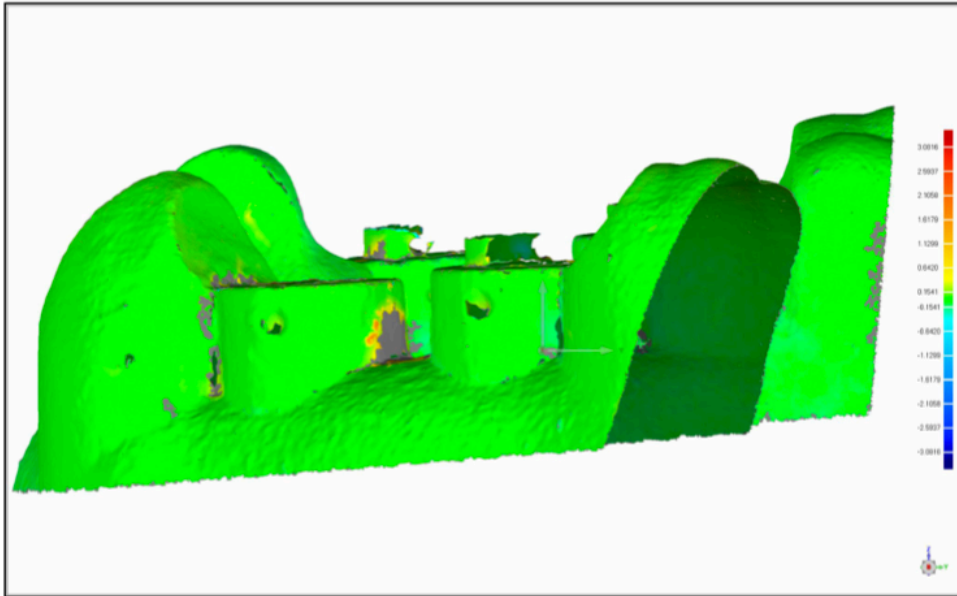
Predefined: Back



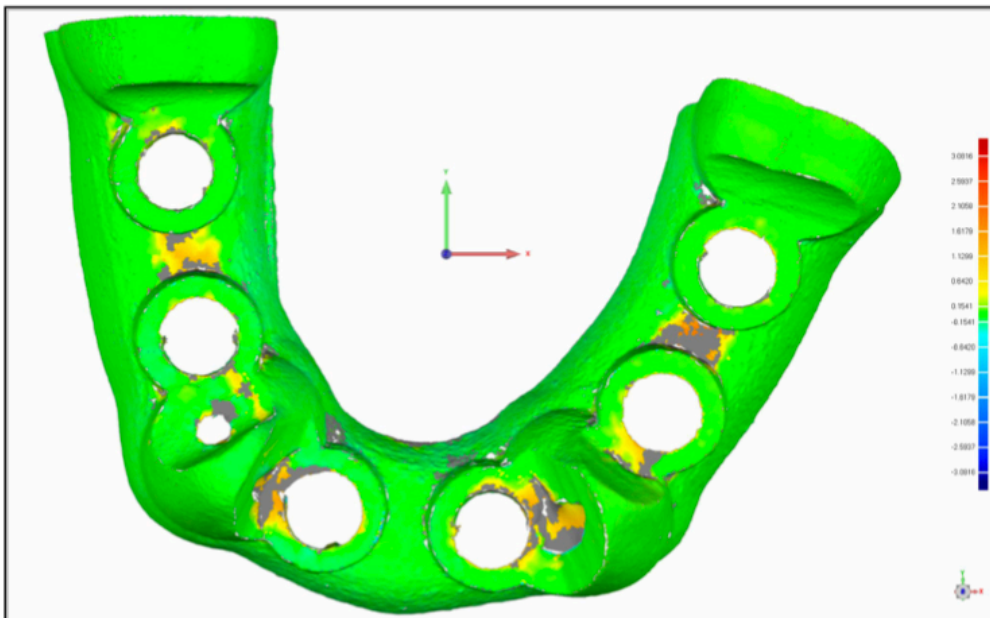
Predefined: Left



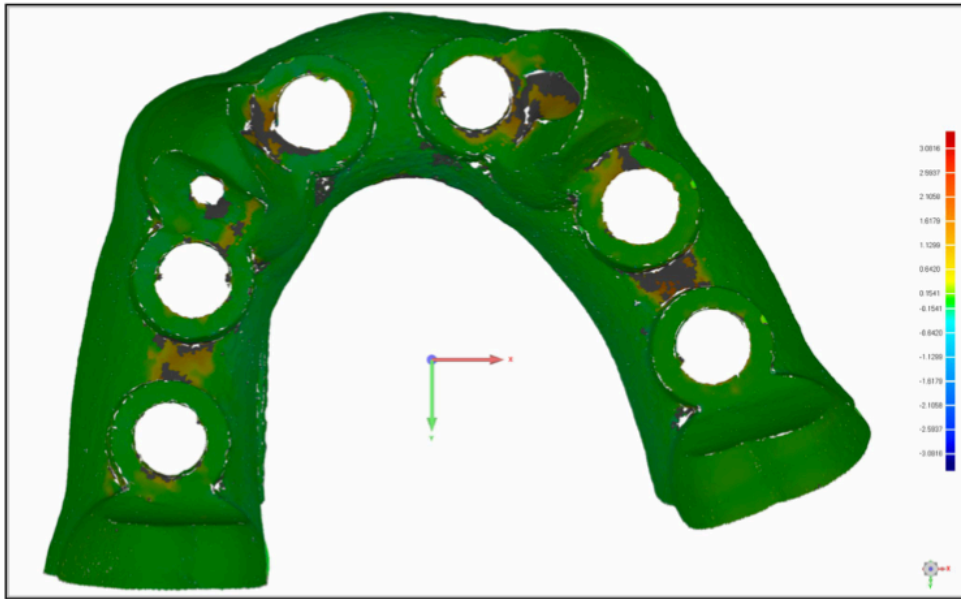
Predefined: Right



Predefined: Top



Predefined: Bottom



Location Set: Upper and Lower Deviations

Units: mm

Name	Dev	Status	Upper Tol	Lower Tol	Ref X	Ref Y	Ref Z	Radius	Dev X	Dev Y	Dev Z	Measured X	Measured Y	Measured Z	Proj. Dir X	Proj. Dir Y	Proj. Dir Z
Lower Dev.	-3.0816				-15.5665	-12.6761	5.7627	n/a	1.0603	2.8768	-0.3104	-14.5062	-9.7993	5.4524	-0.3441	-0.9335	0.1007
Upper Dev.	3.0807				-17.3567	-8.7972	4.5912	n/a	2.8093	-1.2529	-0.1698	-14.5473	-10.0501	4.4214	0.9119	-0.4067	-0.0551



