

## ANÁLISIS DE CONFIABILIDAD DE BIOMODELOS CONSTRUIDOS CON TECNOLOGÍA 3D MÉTODO POR ADICIÓN COMPARADOS CON ESTUDIOS TOMOGRÁFICOS

### RELIABILITY ANALYSIS OF BIOMODELS CONSTRUCTED WITH 3D TECHNOLOGY METHOD BY ADDITION COMPARED WITH TOMOGRAPHIC STUDIES

Dieter Álvaro Nina Zamorano<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Docente de la Facultad de Odontología - Universidad Mayor de San Andrés La Paz - Bolivia

**Correo Electrónico:** alvaronina@yahoo.es

**Dirección de Correspondencia:** Alto seguencoma calle 4A-1#45

#### RESUMEN

El presente estudio se realizó para determinar el nivel de confiabilidad dimensional que tienen los biomodelos construidos con tecnología 3D método por adición comparados con estudios tomográficos; el objetivo es valorar esta nueva herramienta en relación a la exactitud de reproducción anatómica tridimensional y las ventajas para el uso en implantología oral.

**Material y Métodos.** Para el desarrollo del estudio se construyeron 6 biomodelos mediante impresión 3d método por adición y técnicas de FDM (Fused deposition modeling) con material ABS y método de Inyección aglutinante (Powder bed fusión. Fusión) utilizando material de resina; posteriormente se realizó la ubicación de los puntos de referencia tomando en cuenta los tres iconos que nos proporciona el software Planmeca Romexis para obtener de tres a cinco mediciones en lugares reproducibles tanto en los estudios tomográficos como en los biomodelos con el objetivo de poder compararlos

**Resultados.-** Los resultados muestran que existe una discrepancia promedio de 0,37 mm en la reproducción de estructura ósea y una discrepancia de 0,95 mm en la reproducción de estructura dental. Como podemos observar los resultados arrojan una mejor reproducción tridimensional de la estructura ósea que la estructura dental, por lo tanto, al momento de la confección de guías quirúrgicas sobre biomodelos que presentan piezas dentarias tiene que considerarse las modificaciones pertinentes. Sin embargo, para la planificación de tratamientos, como por ejemplo de modificación del terreno biológico que toma en cuenta

estructura ósea es más confiable para la planificación en dimensiones.

#### PALABRAS CLAVE

Tomografía axial computarizada, tecnología de impresión 3D método por adición, confiabilidad de Biomodelo.

#### SUMMARY

The present study was carried out to determine the level of dimensional reliability of biomodels constructed with 3D technology by addition method compared to tomographic studies; the objective is to evaluate this new tool in relation to the accuracy of three-dimensional anatomical reproduction and the advantages for use in oral implantology.

**Material and Methods.** For the development of the study, 6 biomodels were constructed by means of 3D printing, addition method and techniques of FDM (Fused deposition modeling) with ABS material and method of binder injection (Powder bed fusion.) Using resin material; Subsequently, the location of the reference points was made, taking into account the three icons provided by the Planmeca Romexis software to obtain three to five measurements in reproducible places both in the tomographic studies and in the biomodels with the aim of being able to compare them. **RESULTS** The results show that there is an average discrepancy of 0.37 mm in the reproduction of bone structure and a discrepancy of 0.95 mm in the reproduction of tooth structure. As we can see, the results show a better three-dimensional reproduction of the bone structure than the dental

structure, therefore, at the time of the confession of surgical guides on biomodels that present teeth, the pertinent modifications must be considered. However, for planning treatments, such as modification of biological terrain that takes into account bone structure is more reliable for dimension planning.

## KEYWORDS

Computerized axial tomography, 3D printing technology, addition method, Biomodelo reliability.

## INTRODUCCIÓN

Nuevas herramientas van acompañando la evolución de la implantología oral gracias a que los avances en la tecnología continúan proporcionando nuevas formas de analizar y evaluar estructuras importantes a la hora de realizar una planificación quirúrgica. Una de las tecnologías de imágenes que se viene utilizando años atrás en implantología, es la Tomografía Computarizada de Haz de Cono. Este tipo de tomografía usa un equipo de rayos X que rota en combinación con un computador digital que captura claramente las imágenes de tejido en forma tridimensional y nos permite analizar la estructura ósea en tres dimensiones, además que permite realizar y conocer una simulación asistida por ordenador la posición de los implantes y el ángulo más adecuado que estos deban tener. Por otro lado, se fue desarrollando y fue evolucionando la tecnología de impresión 3D. A partir de la obtención de imágenes de un paciente, la T.A.C. es utilizada para crear diseños asistidos por un ordenador, estos diseños luego pueden ser utilizados para obtener réplicas similares a un área de la anatomía del paciente. Por lo tanto, utilizando estas dos tecnologías podemos obtener biomodelos o prototipos, similares al modelo inicial hecho en un ordenador.

Por lo tanto, hoy podemos decir que a partir de la utilización de estos modelos virtuales podemos construir biomodelos tridimensionales que reproducen estructuras anatómicas seleccionadas para realizar el análisis y evaluación que ayuden al profesional a planificar el tratamiento más adecuado que cumpla con las necesidades del paciente, que va a ser sometido a una cirugía con fines de una rehabilitación oral asistida con implantes.

## MARCO TEORICO

### TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA EN IMPLANTOLOGIA ORAL

Desde el descubrimiento de los R.X. el 8 de noviembre de 1895 por el profesor Wilhelm Conrad Roentgen, esta se ha convertido en una herramienta sumamente importante para la detección y el diagnóstico de diferentes patologías, así como también es una herramienta que ayuda al profesional en salud a elaborar un plan de tratamiento adecuado. Por todo ello debemos reconocer que las imágenes obtenidas de áreas específicas que deseamos estudiar y analizar hacen que el profesional individualice cada caso clínico, con las particularidades de cada uno de ellos haciendo que el tratamiento no solo sea adecuado si no también que sea lo más preciso posible.

### IMPRESIÓN 3D

La impresión 3D es un proceso mediante el cual se construye un objeto tridimensional (Prototipo o Biomodelo) a través de la información digital proporcionada en un formato específico, que generalmente es STL 1.

### ORIGEN DE LA IMPRESIÓN 3D

Charles Hull en California 1984 inventa lo que sería uno de los primeros métodos de impresión 3D, la estereolitografía, este método de impresión surge como una idea para realizar maquetas para prueba de prototipos antes de que estos sean fabricados en serie. Charles Hull trabajaba con objetos de plástico y le resultaba poco práctico tener que hacer primero un molde para luego este sea inyectado con un plástico. Por lo que tomo la idea de la impresora a tinta que fue desarrollada en 1976 y pensó que sería mucho más sencillo fabricar un prototipo directamente capa por capa con el mismo plástico. Es así que a partir imágenes proporcionados digitalmente puedan ser utilizados para la creación de un prototipo o modelo en 3D. (1) (Velarde Ponce 2015)<sup>(1)</sup>

## MATERIALES UTILIZADOS

### Resinas

Cada fabricante de impresoras 3D desarrolla sus propias resinas, pero las diferencias son mínimas entre ellas. La resina standard es una resina que sirve para aplicaciones muy variadas<sup>(7)</sup>.

Existen tres tipos de resina standard que únicamente se diferencian en su color. Esta resina necesita de una limpieza con alcohol isopropílico (IPA) y de una exposición a luz UV para conseguir su rigidez característica. Existen el tipo CLEAR 02, WHITE, GREY y BLACK.<sup>(7)</sup>

Otra de las resinas desarrolladas por Formlabs Inc. es la resina “castable”. Se trata de una resina muy resistente que se utiliza para piezas de muy alta resolución. Es un material que una vez impreso, se puede usar para fabricar a partir de él un molde de escayola ya que se puede eliminar en un horno. El molde de escayola se puede usar posteriormente para fabricar piezas por fundición (“casting” en inglés) vertiendo en el interior del molde el material líquido que va a componer la pieza final, normalmente un metal.<sup>(7)</sup>

Por último, la resina flexible es una resina apropiada para piezas que necesitan de cierta elasticidad y que requieran de una cierta capacidad de elongación.<sup>(7)</sup>

### Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS)

El ABS es un polímero termoplástico producido por la combinación de tres monómeros acrilonitrilo, butadieno y estireno. Cada monómero es un componente importante del ABS el acrilonitrilo aporta resistencia a la temperatura, resistencia química y dureza superficial, mientras que el butadieno aporta fuerza y resistencia al impacto y por último el estireno aporta procesabilidad y rigidez<sup>(1)</sup>

El acrilonitrilo butadieno estireno o ABS es un plástico muy resistente al impacto, utilizado especialmente en la industria de la automoción, pero en ocasiones también en el área doméstica<sup>(1)</sup>.

El ABS es un termoplástico amorfo que, al someterse a la exposición de temperaturas relativamente altas, se vuelve deformable o flexible llegando incluso a alcanzar

su punto de fusión mientras que cuando se enfría se solidifica<sup>(1)</sup>.

El ABS es un ejemplo de compuesto de materiales que con la unión de las propiedades busca ser una alternativa al desarrollo de materiales nuevos para la impresión 3D.<sup>(1)</sup>

### Ácido Poliláctico (PLA)

El ácido láctico también conocido como ácido de leche es el ácido carboxílico que mayor presencia tiene en la naturaleza. El PLA es un termoplástico biodegradable y puede ser procesado para convertirse en materiales compuestos, su monómero ácido láctico deriva de fuentes naturales renovables como el almidón y el azúcar. El PLA puede ser degradado en dióxido de carbono y agua por la acción de hongos adecuados.<sup>(1)</sup>

El PLA será utilizado por sus buenas propiedades y facilidades de procesamiento tienen una amplia gama de aplicaciones tanto en la industria como en productos básicos, materiales de embalajes, embaces desechables y el PLA en fibras que sirve como sustituto de fibras sintéticas<sup>(1)</sup>.

## CLASIFICACIÓN DE MÉTODOS POR ADICIÓN EN IMPRESIÓN 3D

El término de prototipado rápido “Rapid Prototyping” es utilizado de manera general para determinar los procesos de fabricación de una pieza, cualquiera que esta sea. el término es utilizado frecuentemente en la industria ya que se requieren prototipos rápidos con el objetivo de analizar, evaluar y verificar un producto y mediante el cual se obtendrá el producto final antes de su lanzamiento.<sup>(10)</sup>

La fabricación aditiva (F.A.) es un proceso en el cual un biomodelo es construido añadiendo capas de material una sobre otra, por lo tanto, es distinto a otros procesos como el de sustracción y el de consolidación. La F.A. utiliza un modelo virtual a partir de una TAC, este diseño digital en 3D es transferido a una impresora para que los datos geométricos determinen la aposición secuencial de capa por capa hasta la construcción final del producto.<sup>(10)</sup>

## Estereolitografía (SLA)

La estereolitografía es considerada como el origen de los procesos de impresión 3D, con el primer modelo patentado en 1984 por Charles Hull y la primera máquina comercial desarrollada por 3D Systems en 1988.<sup>2</sup>

Este proceso, conocido como SLA (stereolithograph apparatus), utiliza el principio de foto-polimerización para fabricar modelos, en resinas acrílicas o epóxicas y en ABS, de todas las tallas y de una geometría compleja con una gran precisión. Antes de la impresión, un archivo numérico 3D es obtenido a través de un software de CAD (SolidWorks, Sculpt o Maya, por ejemplo). Este archivo, generalmente en formato STL, es transmitido a la máquina, donde un segundo software hace un corte del modelo en varias capas de impresión con un espesor fijo.<sup>(11)</sup>

En este proceso, la pieza es impresa sobre una plataforma horizontal con una distancia igual al espesor de una capa 0.07 - 0.05 mm, sumergida en un material termoplástico fotosensibles en estado líquido. Inicialmente, la foto-polimerización del monómero es provocada por un rayo de luz ultravioleta controlado con la ayuda de deflectores (eje X y Y) que son espejos de alta precisión ubicados sobre los galvanómetros. El rayo láser recorre la superficie de resina líquida en función del modelo 3D numérico transmitido a la impresora. Una vez que una capa de material es solidificada, la plataforma desciende según el espesor de la capa siguiente y una nueva sección es tratada. Así, hay tantos ciclos como capas necesarias para obtener el volumen completo de la pieza.<sup>(11)</sup>

## Sinterización (SLS)

El método de sinterización por láser conocido con el nombre SLS (selective laser sintering) fue desarrollado por Dr. Carl Deckard y su profesor de ingeniería mecánica, Joe Beaman de la universidad de Texas.<sup>(13)</sup>

Este método permite la impresión de objetos funcionales sin recurrir a un aglutinante intermediario o a una eventual etapa de ensamble. Para lograr la impresión se debe diseñar específicamente lo que se desea observar, esto se lo logra a partir de un software de CAD (CATIA, Solid Works, Pro Engineer por

ejemplo) para que este sea enviado a una impresora en formato numérico. Luego, la impresión se realiza capa por capa, a partir de polvos fusionados, gracias a la temperatura generada por un láser.<sup>(13)</sup>

El proceso comienza con el depósito de una capa fina de polvo (del orden de 0.1 mm). A cada ida y vuelta, el primer pistón se eleva mientras que el segundo pistón baja de una ranura equivalente al espesor de la capa. En la segunda etapa, un rodillo pasa sobre el polvo y deposita una fina capa sobre el segundo recipiente. En la tercera etapa la capa depositada es recorrida por el rayo láser que provoca la fusión y la consolidación del polvo. Las etapas son repetidas hasta obtener la pieza sólida en 3D correspondiente al archivo CAD de origen.<sup>(13)</sup>

## Modelaje por deposición (FDM)

La tecnología FDM siglas del inglés (Fusion Deposition Modeling) fue inventada y patentada a finales de los años 80 por Scott Crump quien la empezó a comercializar a través de la empresa Stratasys.<sup>(9)</sup>

La impresión con esta tecnología comienza desde la capa inferior, creando una superficie en la base para poder separar la pieza. Se utiliza un fino hilo de plástico que pasa por el extrusor que es, en resumen, un dispositivo que calienta el material hasta el punto de fusión. En ese momento el plástico es depositando en la posición correspondiente de la capa que se está imprimiendo en cuestión. Tras ser depositado en su lugar, el material se enfría y solidifica, una vez acabada esa capa, se desplaza verticalmente una pequeña distancia para comenzar la siguiente capa.<sup>(9)</sup>

## Inyección aglutinante

Esta técnica conocida por su nombre en inglés (Binder Jetting o Color Jet Printing), es una tecnología de impresión 3D muy versátil que permite imprimir en gran variedad de colores gracias a su utilización de un aglutinante coloreado. Comenzó a desarrollarse en el año 1993 en el MIT, y debido a la calidad de su resultado el proyecto fue adquirido por Z Corporation en 1995, comprando todos los derechos sobre esta tecnología. Desde hace casi cuatro años el gigante de la impresión, 3D Systems compró Z Corporation y con ello los derechos de la tecnología de inyección

aglutinante, y hasta ahora son los únicos que cuentan con la técnica de agregar color a los modelos.<sup>(9)</sup>

El proceso de impresión con esta tecnología, consiste principalmente en la pulverización de un aglutinante líquido o resinoso sobre un lecho de polvo que luego se solidifica en sección transversal. Cada capa se imprime de una manera similar a como lo hacen las impresoras de papel tradicionales de chorro de tinta, con la diferencia de que en este caso la capa de tinta o aglutinante son aplicados sobre un lecho de polvo, capa a capa.<sup>(9)</sup>

## ANTECEDENTES

Pocos son los trabajos que se han realizado con el objetivo de verificar fidelidad o confiabilidad volumétrica de los biomodelos construidos con tecnología de impresión 3D, así también si existe diferencia de calidad entre los biomodelos construidos con diferentes sistemas.

La tecnología de prototipado rápido para la constitución de biomodelos aplicados a las ciencias de la salud se ha ido desarrollando ya hace algunos años atrás, sin embargo, los primeros pasos se fueron dando con equipos topográficos o escáneres que también estaban en proceso de evolución, por lo tanto, uno de los aspectos que marcó la diferencia para diversificar

y mejorar la construcción de los biomodelos fue el avance conjunto o evolución de los equipos de estas dos tecnologías.

El trabajo reportado por parte del proyecto PHIDIAS de la compañía Materialise NV pionera en el desarrollo de impresoras 3D junto a la farmacéutica AstraSeneca especializada en la fabricación de resinas para estereolitografía y el grupo de investigación en imagenología médica de la Universidad Católica de Lovaina – Bélgica, realizaron un estudio durante 10 años, de 1993 a 2003, que dio un respaldo a la tecnología de impresión 3D tras demostrar que los biomodelos construidos con método de estereolitografía son confiables tanto en la exactitud de reproducción anatómica, como en dimensiones, al encontrar discrepancias de 0,1 a 0,2 mm con lo cual recomiendan que los biomodelos pueden ser utilizados como punto de referencia tanto en la simulación de cirugías como en la planificación.

El trabajo de investigación también indicó que la planificación con biomodelos permite la reducción de los tiempos quirúrgicos en un 20 a 40 %, un mejor postoperatorio y una mejor comunicación entre el profesional y el paciente.<sup>(3)</sup>

Métodos	Técnica	Material empleado	Espesor de capa
Estereolitografía SLA (Stereolithography)	Utiliza la estratificación para la construcción del prototipo.	Polímeros líquidos (resinas acrílicas) sensibles a la luz que se solidifican al quedar expuestos a la luz ultravioleta.	0.05-0.15mm, (típico 0.1mm)
Sinterización SLS (Selective laser sintering)	Láser sinteriza el material de base en forma de polvo, capa a capa, consiguiendo que las áreas seleccionadas se fundan y solidifiquen.	Se puede fundir, nylon, elastómeros y metales.	Grosor de capa 0.12 mm Grosor mínimo de pared 0,3 mm a 1 mm
Modelaje por deposición FDM (Fused deposition modeling)	El extrusor de la impresora es el dispositivo que calienta el material hasta el punto de fusión, logrando la deposición capa por capa, que se va enfriando y solidificando.	Resina termoplástica ABS es el más utilizado	Espesor de capa 100 micras Tamaño mínimo de filamento 1,75 mm
Inyección aglutinante Powder bed fusión (Fusión de lecho de polvo)	El aglutinante líquido o resinoso se vierte sobre un lecho de polvo, que luego se solidifica en sección transversal.	Utiliza cerámica (composites), resinas, cristal, metal (aluminio, acero inoxidable y plata), termoplásticos y ceras.	

Tabla 1. Información resumida de cuatro métodos de impresión 3D que utilizan técnicas aditivas.

## MATERIAL Y MÉTODOS

### Primera Fase: Adquisición de datos.

Se utilizaron tomografías convencionales tomadas con equipo Cone Beam Planmeca Promax 3D MID de origen Finandés, con un volumen o campo de visión de 10 x10 cm. tamaño de Voxel 150 um. kilovoltaje de 90 y miliamperaje de 10. Tiempo de exposición de 15 segundos, con esta información se utilizó el programa ROMEXIS donde se hizo el diseño virtual para la construcción de biomodelos con dos sistemas, FDM e Inyección aglutinante.

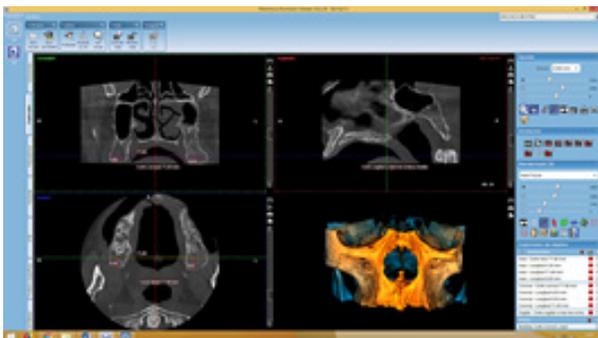


Fig.1 Los estudios tomográficos permiten analizar 3 iconos, Explorador, Panorámico e Implante. Fuente: Propia

### Segunda Fase: Procesamiento de las imágenes y construcción de biomodelos.

Utilizando el programa ROMEXIS las imágenes obtenidas en las TAC fueron trabajadas para realizar el diseño virtual de cada uno de los casos, una vez concluido para la exportación del diseño se utilizó el formato STL (Archivo digital asistido por computador CAD) que es el formato que la impresora 3D lee para la construcción del biomodelo.

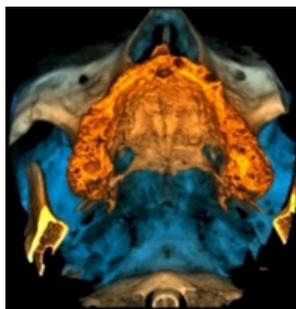


Fig. 2 Inicio de la preparación de modelo virtual utilizando el programa ROMEXIS. Fuente: Propia

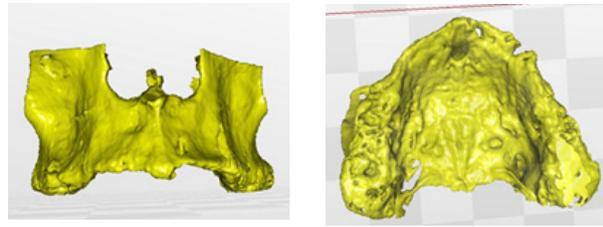


Fig. 3 y 4 Modelo virtual terminado en formato STL listo para la exportación e impresión 3D. Fuente: Propia

### Biomodelos construidos.



Fig 5 y 6 Biomodelo construido con tecnología FDM. Material A.B.S. Fuente: Propia



Fig. 7 y 8 Biomodelo construido con tecnología de Inyección aglutinante. Fuente: Propia



Fig. 9 y 10 Biomodelo construido con tecnología de Inyección aglutinante. Fuente: Propia



Fig. 11 y 12 Biomodelo construido con tecnología de Inyección aglutinante. Fuente: Propia



Fig. 13 y 14

Biomodelo construido con tecnología de Inyección aglutinante. Fuente: Propia

## Tercera Fase

### Medición en estudios tomográficos

#### EJEMPLO CASO N° 1:

Pac. Beatriz Machaca Quenallata

**Primera medición. T.A.C. (Ancho de arco sector posterior),** corresponden las figuras 15,16 y 17.

#### Corte Axial

En la parte más convexa de la parte posterior se mide una longitud de ancho de arco de 71.40 mm

#### Corte Coronal

A nivel de la parte más convexa de la parte posterior y tomando en cuenta el nivel de medición del corte Axial se mide 71.40 mm

#### Corte Sagital

Solo se la utilizo para determinar el equilibrio para las mediciones en los cortes correspondientes.

**Segunda medición. T.A.C. (Ancho de reborde óseo sector posterior derecho),** Corresponden las figuras 18 y 19.

#### Corte Axial

Distancia de la parte media posterior a la línea de intersección, lado derecho 6.30 mm

#### Corte Coronal

Distancia de la parte inferior a la línea de intersección, lado derecho 4.05 mm

Utilizando el icono de implante y los diferentes cortes que nos proporciona el software Planmeca Romexis Viewer 4.6 O.R. a este nivel, se procedió a realizar las siguientes medidas para determinar el ancho de hueso del lado derecho a nivel del sector posterior del arco:

#### Corte coronal

Ancho de hueso en el lado derecho sector posterior 13.65 mm (nivel 7.6)

#### Corte sagital

Ancho de hueso en el lado derecho sector posterior

13.65 mm (n

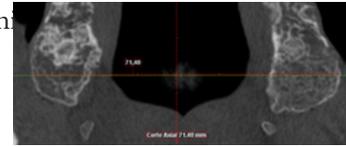


Fig. 15 Corte axial del explorador

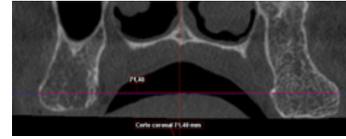


Fig. 16 Corte coronal del explorador

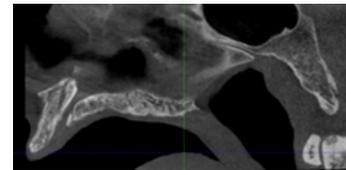


Fig. 17 Corte sagital del explorador

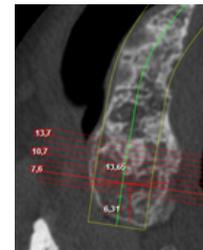


Fig. 18 Corte axial derecho, medición del ancho del reborde óseo

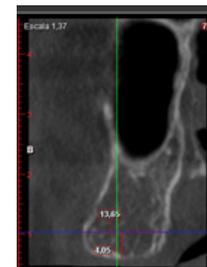


Fig. 19 Corte coronal derecho, medición del ancho del reborde óseo

**Tercera medición. T.A.C. (Ancho de reborde óseo sector posterior izquierdo),** corresponden a las figuras 20 y 21.

#### Corte Axial

Distancia de la parte media posterior a la línea de intersección, lado izquierdo 8.85mm

#### Corte Coronal

Distancia de la parte inferior a la línea de intersección,

lado izquierdo 5.55 mm

Utilizando el icono de implante y los diferentes cortes que nos proporciona el software Planmeca Romexis Viewer 4.6 O.R. a este nivel, se procedió a realizar las siguientes medidas para determinar el ancho de hueso del lado izquierdo a nivel del sector posterior del arco:

### Corte coronal

Ancho de hueso en el lado izquierdo sector posterior 15.90 mm (nivel 116.4)

### Corte sagital

Ancho de hueso en el lado izquierdo sector posterior 15.90 mm (nivel 116.4)

### EJEMPLO CASO N° 2:

Pac. Ruth Zarate

**Primera medición T.A.C. (Ancho de arco sector posterior),** corresponden las figuras 22 y 23.

### Corte Axial

En la parte más convexa de las piezas posteriores longitud del ancho del arco, 67.65 mm

### Corte Coronal

A nivel de la parte más convexa de las piezas posteriores y tomando en cuenta el nivel de medición del corte Axial se mide 67.65 mm

### Corte Sagital

Solo se la utilizo para determinar el equilibrio para las mediciones en los cortes correspondientes.

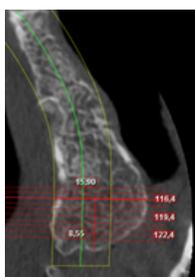


Fig. 20 Corte axial izquierdo, medición del ancho del reborde óseo

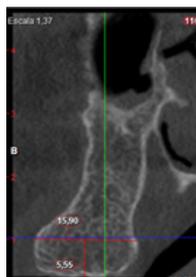


Fig. 21 Corte coronal izquierdo, medición del ancho del reborde óseo

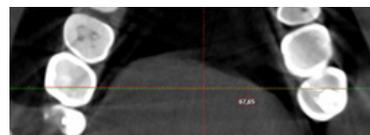


Fig. 22 Corte axial del explorador

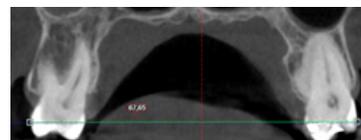


Fig. 23 Corte coronal del explorador

**Segunda medición T.A.C. (Ancho de reborde óseo sector anterior espacio edentulo),** corresponden las figuras 24, 25, 26 y 27.

Utilizando el icono de implante y los diferentes cortes que nos proporciona el software Planmeca Romexis Viewer 4.6 O.R. Se procedió a realizar las siguientes medidas para determinar el ancho del hueso a nivel de la pieza ausente 1,2. Para la medición se tomó dos puntos de referencia.

### Corte axial

Se lo tomo en cuenta para la determinación del nivel de medición.

### Corte sagital

Primer dato. Ancho de hueso hacia la cresta ósea 3.73 mm (nivel 62.25)

Segundo dato. Ancho de hueso hacia el hueso basal 3.82 mm (nivel 62.25)

**Tercera medición T.A.C. (Ancho mesio-distal de espacio protético),** corresponden las figuras 24, 25, 26 y 27.

### Corte axial

Como referencia de ubicación

### Corte coronal

Distancia mesio-distal a nivel del espacio protético 6.30 mm

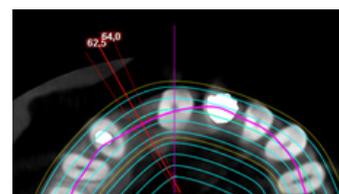


Fig. 24 Corte axial del icono implante

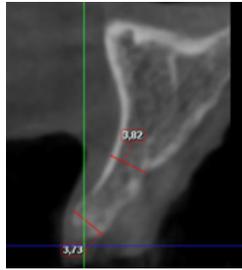


Fig. 25 Corte sagital del icono implante, medición del ancho de hueso



Fig. 26 Corte axial del icono panorámica

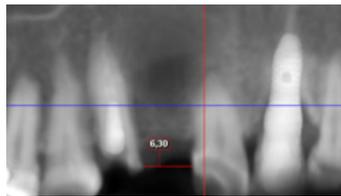


Fig. 27 Corte coronal del icono panorámica

## Medición en biomodelos

Para la medición de los biomodelos se utilizó los datos obtenidos en los estudios tomográficos tomando en cuenta los mismos puntos anatómicos relevantes tanto en el maxilar y la mandíbula.

### EJEMPLO CASO N° 1:

#### Pac. Beatriz Machaca Quenallata

**Primera medición.** Biomodelo (Ancho de arco sector posterior)

A nivel de la parte más convexa de la parte posterior y tomando en cuenta el nivel de medición de los cortes Axial y Coronal en la tomografía se determinó el ancho del arco maxilar, 72.00 mm

**Segunda medición.** Biomodelo (Ancho de reborde óseo sector posterior derecho)

A nivel de la parte posterior del reborde residual óseo y tomando en cuenta la referencia de las mediadas en la

TAC se procedió a realizar la medición en el biomodelo.

Ancho de hueso determinado por calibrador de hueso 14 mm

**Tercera medición.** Biomodelo (Ancho de reborde óseo sector posterior izquierdo)

A nivel de la parte posterior del reborde residual óseo y tomando en cuenta la referencia de las mediadas en la TAC se procedió a realizar la medición en el biomodelo.

Ancho de hueso determinado por calibrador de hueso 16.30 mm



Fig. 28 Medición ancho de arco sector posterior con calibrador pie de rey Bonley.



Fig. 29 Medición ancho del reborde óseo, sector posterior derecho con calibrador de hueso.



Fig. 30 Medición ancho del reborde óseo, sector posterior izquierdo con calibrador de hueso

### EJEMPLO CASO N° 2:

#### Pac. Ruth Zarate

Primera medición T.A.C. (Ancho de arco sector posterior)

**Primera medición.** biomodelo (Ancho de arco sector posterior)

A nivel de la parte más convexa de la parte posterior y tomando en cuenta el nivel de medición de los cortes Axial y Coronal en la tomografía se procedió a realizar la medición en el biomodelo.

Ancho del arco determinada por el calibrador 69 mm.

**Segunda medición.** Biomodelo (Ancho de reborde óseo sector anterior edentulo)

En el sector anterior del arco a nivel del espacio edentulo (reborde residual óseo) y tomando en cuenta como referencia las mediadas en la TAC se procedió a realizar la medición en el biomodelo.

Primer dato. Ancho de hueso hacia la cresta ósea 4.00 mm

Segundo dato. Ancho de hueso hacia el hueso basal 4.20 mm

**Tercera medición** Biomodelo (Ancho mesio-distal de espacio protético)

A nivel del espacio protético para la pieza 1,2 tomando en cuenta la referencia de las mediadas en la TAC se procedió a realizar la medición en el biomodelo.

Ancho de hueso determinado por el calibrador 6.30 mm



Fig. 31 Medición del ancho sector posterior con calibrador pie de rey Bonley



Fig. 32 Medición del ancho del reborde óseo, sector anterior a nivel de la cresta ósea



Fig. 33 Medición del ancho del reborde óseo, sector anterior hacia el hueso basal



Fig. 34 Medición del ancho del espacio mesio distal a nivel del espacio edentulo de la 1,2

## RESULTADOS

### Criterios de selección

En las tomografías y biomodelos se logró realizar de 3 a 6 medidas según cada caso.

Nº Tomografías analizadas	Medidas logradas en tomografía	Medidas logradas en biomodelo	Biomodelo construido con tecnología FDM	Biomodelo construido con tecnología inyección aglutinante	Selección del lugar a medir y numero de medidas logradas
4 Tomografías maxilares	Primer caso 3 medidas  Segundo caso 3 medidas  Tercer caso 3 medidas  Quinto caso 3 medidas	Primer caso 3 medidas  Segundo caso 3 medidas  Tercer caso 3 medidas  Quinto caso 3 medidas	1 Biomodelo maxilar	3 Maxilares	Maxilares, 4 medidas sector posterior del arco  3 medidas en el sector anterior  1 Medida en sentido anteroposterior
1 Tomografía mandibular	Cuarto caso 3 medidas	4to caso 3 medidas		1 Mandibular	Mandíbula, 6 medidas cuerpo mandibular sector anterior

Tabla 2. Tomografías y biomodelos. Numero de medidas logradas

### Criterios de exclusión

En algunos de los casos analizados y medidos se logró realizar más de tres medidas, los cuales al no tener datos con que compararlos se excluyeron.

En el caso número dos de la paciente Ruth Zarate se logró obtener en la segunda medición, dos datos, de los cuales el segundo fue excluido.

<b>Segunda medición</b> (Ancho de reborde óseo sector anterior a nivel del espacio edentulo) corte axial y sagital. Primer dato	3,73 mm	4,00 mm	0,27 mm
<b>Segundo dato</b>	3,82 mm	4,10 mm	0,28 mm

Tabla 3. Criterios de exclusión caso dos

En el caso número cuatro de la paciente Ester Calisaya (Mandíbula) se logró obtener en la tercera medición, cuatro datos, de los cuales los tres últimos fueron excluidos.

<b>Tercera medición.</b> (Longitud de hueso, reborde residual a borde inferior del cuerpo de la mandíbula a nivel del conducto mentoniano y de reborde residual a pared superior del conducto mentoniano)	21,30 mm	21,50 mm	0,2 mm
Lado derecho Corte sagital	5,53 mm	5,90 mm	0,37 mm
Lado izquierdo	17,70 mm	18,00 mm	0,3 mm
	2,42 mm	2,50 mm	0,08 mm

Tabla 4. Criterios de exclusión caso cuatro

### Interpretación de resultados comparativos.

Los resultados de la prueba de Friedman indican una diferencia estadísticamente significativa entre las tres mediciones  $X^2 = 7,6$  y  $p = 0,02$ . La inspección del valor de las medianas mostró un decremento en la medición de 53,4mm a 6,3mm.

Según la prueba de rangos de Wilcoxon existe diferencias significativas entre la primera medición y la tercera  $z = -2,023$   $p = 0,043$  siendo la diferencia de 47,25 mm. La medición muestra una disminución de las medianas de 53,4mm a 6,3mm.

En el caso de los biomodelos de acuerdo a la prueba de rangos de Wilcoxon existe diferencias significativas entre la primera medición y la tercera  $z = -2,023$   $p = 0,043$  siendo la diferencia de 47,94 mm. La medición muestra una disminución de las medianas de 54mm a 6,40 mm.

La diferencia encontrada mediante la comparación de las medidas de la TAC y biomodelo, primera medición arroja un promedio de 0,53 mm.

La diferencia encontrada mediante la comparación de las medidas de la TAC y biomodelo segunda medición, arroja un promedio de 0,31 mm.

La diferencia encontrada mediante la comparación de las medidas de la TAC y biomodelo tercera medición, arroja un promedio de 0,27 mm.

Debemos mencionar que la primera medida toma en cuenta distancias de medición mayores que la segunda y la tercera medición en todos los casos. Por lo que podemos observar que cuanto mayor es la distancia a mediar para su comparación mayor es la discrepancia.

Tomando en cuenta la primera, segunda y la tercera medición podemos observar que los biomodelos construidos tanto con tecnología FDM e inyección aglutinante muestran un promedio de discrepancia final de 0,37 mm.

Hay dos dimensiones obtenidas que superan el milímetro de diferencia, una vez analizada se logró determinar que el equipo tomográfico utilizado para la construcción de los biomodelos brinda una mejor fidelidad de reproducción de la estructura ósea lo que permite que las diferencias sean menores en relación a un biomodelo construido que posee piezas dentarias, en la cual la fidelidad de copia disminuye, el promedio encontrado es de 0,95 mm.

## Análisis y comparación de dimensiones obtenidas en los estudios tomográficos

### Rangos de medición en TAC y biomodelos

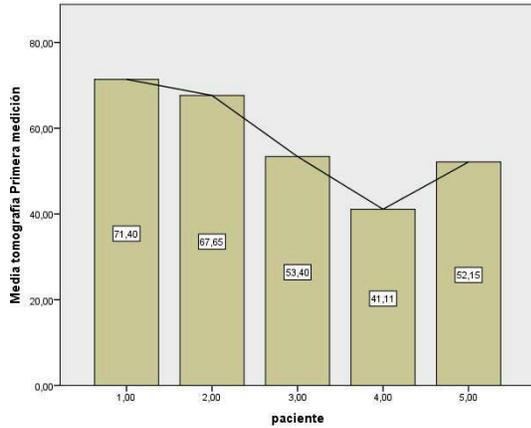


Gráfico 1. Tomografía primera medición, rangos de medición

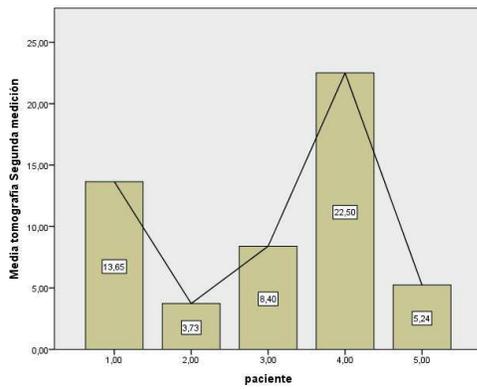


Gráfico 2. Tomografía segunda medición, rangos de medición

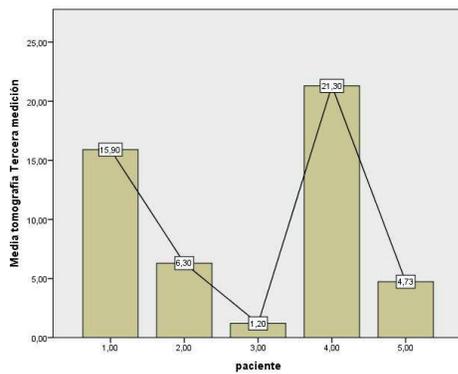


Gráfico 3. Tomografía tercera medición, rangos de medición

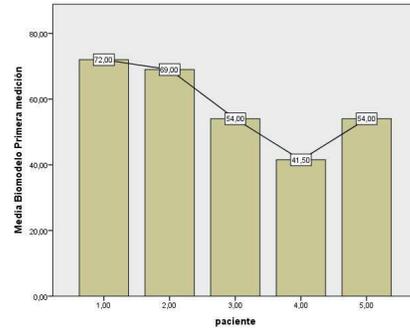


Gráfico 4. Biomodelo primera medición, rangos de medición

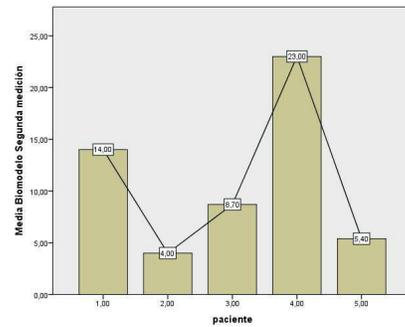


Gráfico 5. Biomodelo segunda medición, rangos de medición

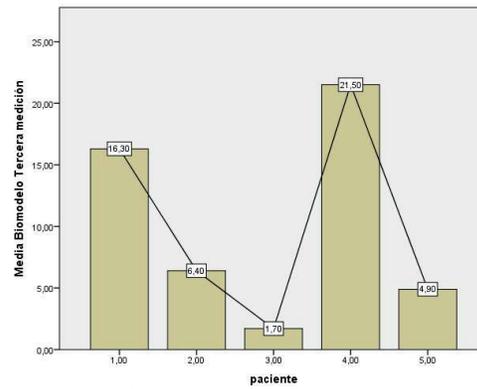


Gráfico 6. Biomodelo tercera medición, rangos de medición

## Comparación de las medidas realizadas en TAC y biomodelo

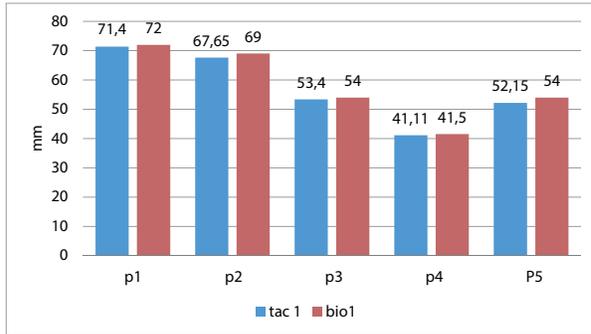


Gráfico 7. Comparación de TAC y biomodelo, primera medición

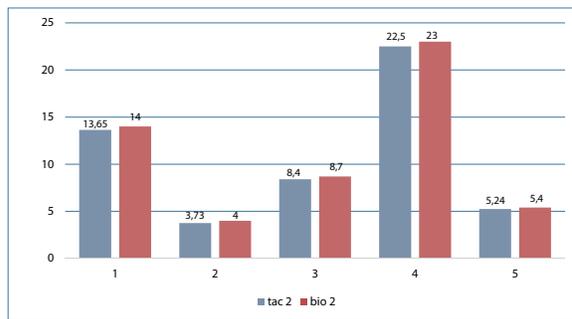


Gráfico 8. Comparación de TAC y biomodelo, segunda medición

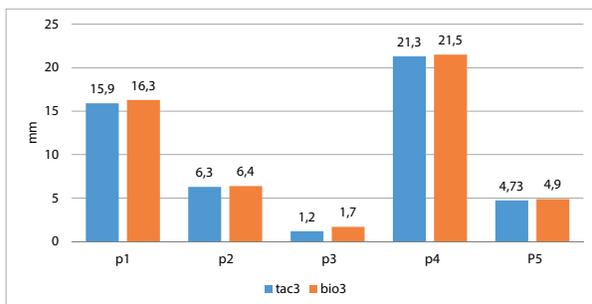


Gráfico 9. Comparación de TAC y biomodelo, tercera medición

## Diferencia entre las medidas

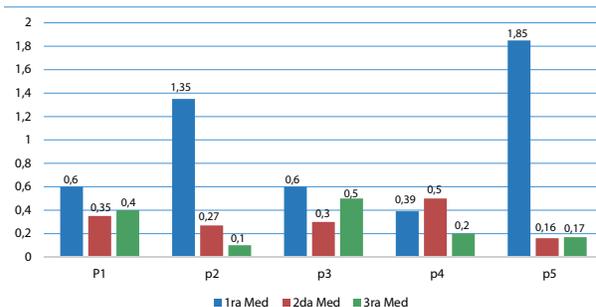


Gráfico 10. Diferencia entre la primera, segunda y tercera medición TAC y Biomodelo

## DISCUSIÓN

Dentro de los antecedentes se tomó como referencia el proyecto PHIDIAS, el cual mediante el grupo de investigación en imagenología médica de la Universidad Católica de Lovaina – Bélgica 2003, dieron un respaldo a los biomodelos construidos con método de estereolitografía, tras encontrar discrepancias de 0,1 a 0,2 mm.

Después de realizado el presente estudio se puede mencionar que en La Paz Bolivia contamos con dos tecnologías de impresión 3D. FDM e Inyección aglutinante, por lo tanto, podemos demostrar que estas dos tecnologías a

diferencia de lo mencionado por el proyecto PHIDIAS que utiliza el método de estereolitografía, las discrepancias son mayores ya que los resultados muestran una discrepancia de 0,37 mm para la confiabilidad dimensional de la estructura ósea, 0,17 mm más que proyecto PHIDIAS. Por otro lado, un dato que no proporciona el proyecto PUIDIAS es la discrepancia de reproducción de piezas dentarias. Los resultados encontrados al momento de reproducir estructura dental arrojan datos donde la discrepancia es de 0,95 mm.

## CONCLUSIONES

Tomando en cuenta la información obtenida como referencia de estudio de confiabilidad de reproducción tridimensional, podemos indicar que las discrepancias encontradas si bien son mayores, la fidelidad de reproducción con estos métodos brindan un alto grado de confiabilidad como para tomarlos en cuenta a la hora de planificar un plan de tratamiento. como hechos que debemos resaltar están:

La reproducción de la estructura ósea es altamente confiable en su reproducción para su utilización en cualquier planificación que considere su análisis y valoración.

La reproducción de piezas dentales, al tener una mayor discrepancia, se recomienda tomar en cuenta la misma al momento de realizar una planificación, ya que se verán obligados a tomar algunas decisiones que subsanen este hecho.

## BIBLIOGRAFIA

1. Escobar, 2013, Velarde Ponce 2015
2. Ana Trevejo - Bocanegra, Daniel Fernández, Víctor Calderón-Ubaqui. (2013) Stereolithography: Basic Concepts Revista Estomatológica Herediana. Abr-junio. 97-98
3. Álvaro Ordoñez García. <https://es.scribd.com/document/252781595/La-Informatica-Aplicada-Odont>. Dental Tribune Hispanic & Latín América
4. Castillo, Hugo Iván & Méndez - Ruiz, verónica. (2016) Diseño y fabricación de prótesis faciales utilizando técnicas modernas de la ingeniería. Revista de aplicaciones de la ingeniería. Marzo. Vol.3; 10 -11.
5. Fuerte Hernández, Ariel, Rodríguez Cañizo, Ricardo Computarizadas para su análisis numérico. 119-120.
6. Groppo (2015) The use of rapid prototyping in dentistry. Revista Estomatológica Herediana. Abril-Junio. 168-169-170-171.
7. Esteban Itziar Usqueda (2015) Estudio, análisis, fabricación y test de antenas y circuitos de microondas y milimétricas mediante impresión 3D. (Trabajo de fin de grado en ingeniería en tecnologías de telecomunicación) Universidad Pública de Navarra 12-14-15.
8. Jaime Andrés Garrido Rubio. (2015) Estudio de tecnologías de prototipado rápido para el desarrollo de un protocolo en la fabricación de biomodelos (Memoria para optar al Título de Diseñador, Mención Industrial). Universidad de Chile; 33-34-35-36-37
9. Lucia C. (Julio 12 - 2016) 3D Natives Home Actualidad en Investigación Tecnología 3D. Fecha de consulta 18 de mayo de 2018. <https://www.3dnatives.com/es/inyeccion-aglutinante>
10. Manuel Rojas Naranjo (2017) Prototipado rápido de un alambre mediante impresión 3D por deposición de fundido. (Proyecto fin de grado) departamento de ingeniería mecánica y fabricación, Universidad de Sevilla. 3-4-7-8-9-10.
11. Susana Sánchez. (noviembre 9 - 2017) 3D Natives Home Actualidad en Investigación Tecnología 3D. Fecha de consulta 18 de mayo de 2018. <https://www.3dnatives.com/es/inyeccion-aglutinante>