



**UNIVERSIDAD DE CHILE**  
FACULTAD DE ODONTOLOGIA  
DEPARTAMENTO DE PATOLOGÍA Y MEDICINA ORAL  
ÁREA DE RADIOLOGÍA

**Evaluación del error dimensional en la reproducción tridimensional de una mandíbula humana disecada, mediante prototipado rápido.**

**Constanza Nicole Salas Salas**

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN  
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE  
CIRUJANO-DENTISTA**

**Tutor Principal: Prof. Dr. Luis Araneda S.**

**Tutor Asociado: Dr. Sebastián Schott B.**

**Adscrita a proyecto PRI-Odo: 07/016  
Santiago – Chile  
2016**





**UNIVERSIDAD DE CHILE**  
FACULTAD DE ODONTOLOGIA  
DEPARTAMENTO DE PATOLOGÍA Y MEDICINA ORAL  
ÁREA DE RADIOLOGÍA

**Evaluación del error dimensional en la reproducción tridimensional de una mandíbula humana disecada, mediante prototipado rápido.**

**Constanza Nicole Salas Salas**

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN  
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE  
CIRUJANO-DENTISTA**

**Tutor Principal: Prof. Dr. Luis Araneda S.**

**Tutor Asociado: Dr. Sebastián Schott B.**

**Adscrita a proyecto PRI-Odo: 07/016  
Santiago – Chile  
2016**



## **Agradecimientos**

A mis padres, Ángela y Enrique, por ser los pilares fundamentales en mi formación tanto personal como profesional y por todo ese esfuerzo para que nunca nos faltara nada.

A mis hermanas, Jeannette, Viviana, Ximena y a mi cuñado Claudio, por la preocupación y apoyo incondicional.

A mi familia adoptiva, Torres Enríquez, en especial a Jorge por todo el cariño y comprensión, especialmente en esta última y difícil etapa de mi formación.

A mis tutores, los doctores Luis Araneda y Sebastián Schott, por su motivación, por permitir que este trabajo se llevara a cabo y por estar siempre presentes y pendientes durante cada una de mis dudas.

A los revisores de este trabajo, la doctora Francisca Donoso y los doctores Moisés Lorenzo y Arnoldo Hernández, particularmente por ayudarme a enriquecer este documento.

A mis amigos, por todos aquellos momentos que harán inolvidable el paso por la Universidad.

*“No te rindas, que la vida es eso,  
continuar el viaje, perseguir tus sueños,  
destrabar el tiempo, correr los escombros  
y destapar el cielo”*

Mario Benedetti

## Índice

○ <b>Resumen</b>	8
○ <b>Introducción</b>	9
○ <b>Marco teórico</b>	10
• Prototipado Rápido	11
• Clasificación de los biomodelos	12
• Registro de la imagen: ventajas del uso de la tomografía computada de haz cónico	12
• Procesamiento digital de las imágenes	14
• Fabricación del modelo	15
• Modelado por deposición fundida	17
• Exactitud dimensional	18
• Usos del prototipado rápido	19
• Limitaciones de la técnica	21
○ <b>Hipótesis</b>	22
○ <b>Objetivo General</b>	22
• Objetivos específicos	22
○ <b>Materiales y métodos</b>	23
○ <b>Resultados</b>	31
○ <b>Discusión</b>	33

○ <b>Conclusiones</b>	39
○ <b>Bibliografía</b>	40
○ <b>Anexo 1</b>	45
○ <b>Anexo 2</b>	49

## Resumen

**Introducción:** Las técnicas de prototipado rápido se están utilizando de forma masiva en distintas áreas médicas, siendo de gran utilidad para el manejo preoperatorio y para el ahorro de tiempo clínico en diversos procedimientos quirúrgicos. El propósito de este trabajo fue fabricar un biomodelo mediante impresión 3D utilizando la técnica de *modelado por deposición fundida*, corroborando que fuese una réplica fiel de una mandíbula humana disecada.

**Materiales y métodos:** Se generó un modelo 3D a partir de la adquisición volumétrica con CBCT de una mandíbula con marcadores craneométricos de referencia y se imprimió utilizando técnica de modelado por deposición fundida. La comparación de ambas mandíbulas se realizó con la medición de las distancias entre los distintos puntos craneométricos, de forma homóloga.

**Resultados:** No hubo diferencia estadística para los resultados de la comparación entre ambas estructuras, presentando un error dimensional promedio de  $0.16 \pm 0.11$ .

**Conclusiones:** El modelo obtenido corresponde a una réplica fidedigna de la mandíbula original, permitiendo validar la técnica para posteriores fines clínicos.

## **Introducción**

Los modelos médicos, o biomodelos, representan una porción de la anatomía humana a escala de 1:1, obtenida a partir de imágenes médicas tridimensionales<sup>(1)</sup>. Estos prototipos son usados en la práctica clínica como complemento en el diagnóstico y se consideran herramientas útiles para la visualización de estructuras anatómicas detalladas. Además facilitan la planificación quirúrgica, reducen el tiempo y morbilidad intraoperatoria, y mejoran la forma en que el paciente entiende el procedimiento<sup>(2)</sup>. Los beneficios de esta técnica son aprovechados en diversas áreas de la salud como cirugía oral, maxilofacial y ortopédica, medicina forense, entre otros<sup>(3)</sup>. En el año 2000, las aplicaciones clínicas de los biomodelos fueron analizados en un estudio europeo multicéntrico<sup>(4)</sup> a partir de las respuestas a 172 cuestionarios aplicados generando un amplio rango de usos, que incluyen: aumentar la calidad de los diagnósticos, facilitar el abordaje quirúrgico al preparar modelos de resección y ayudar a la orientación del cirujano durante el proceso operatorio. Si bien no es considerada una función primordial, también permite una simulación preoperatoria que permita lograr la comprensión del paciente antes de la cirugía.

El propósito de este trabajo fue fabricar un biomodelo mediante impresión 3D utilizando la técnica de *modelado por deposición fundida*, corroborando que sea una réplica fiel de una mandíbula humana disecada. Para fabricar este modelo se adaptaron los instrumentos ya disponibles en la Universidad de Chile, con el fin de evaluar la práctica de la técnica a futuro en las instalaciones de la Facultad de Odontología de nuestra casa de estudios, por lo que no hay costos ni elementos externos asociados a su realización; sin buscar reemplazar la técnica ya existente, sino encontrar una vía alternativa para su desarrollo que cumpla con los requisitos para ser adaptada en un ámbito clínico-docente.

## **Marco Teórico**

A lo largo de la historia, la tecnología ha evolucionado para facilitar la realización de diversas tareas y es así como hoy en día su gran desarrollo ha permitido que muchas áreas del conocimiento sean partícipes de este avance; ya no sólo los segmentos relacionados con la informática están relacionadas a la evolución tecnológica, sino también las distintas áreas de la salud, han sido favorecidas con este progreso, mejorado la calidad de los exámenes complementarios con el fin de corroborar diagnósticos complejos y realizar tratamientos más precisos.

Desde hace muchos años, utilizando diferentes técnicas y materiales, en el área odontológica se ha desarrollado la idea de reproducir estructuras dentales o faciales de un paciente, ya sea para fines diagnósticos, como para la obtención de estructuras de rehabilitación. De esta forma el término “modelo” ha sido manejado en la odontología desde el año 1575 siendo definido como “una copia que se utiliza con fines de exhibición; una representación en miniatura de algo; o un ejemplo de imitación o emulación”<sup>(5)</sup>.

Es así como en el siglo XVIII se logró generar modelos orales de exactitud razonable mediante el uso de cera, los cuales fueron utilizados posteriormente como base para el tallado de dentaduras de marfil<sup>(6)</sup>. La investigación en torno a los materiales dentales ha continuado desarrollándose de forma permanente, pasando por el uso de distintos tipos de cera, luego la aparición de la pasta zinquenólica a comienzos de 1930, la revolución de la llegada del alginato en los años 40 o la introducción de los elastómeros a mediados de la década de 1950 <sup>(7)</sup>. Todo esto con el fin de obtener reproducciones orales cada vez más precisas y confiables para el quehacer odontológico.

De esta forma la evolución de la tecnología ha permitido implementar en el área biomédica técnicas que llevan años desarrollándose en el campo de la ingeniería y del desarrollo industrial<sup>(8)</sup>. Dentro de este desarrollo se encuentra el biomodelado en 3 dimensiones (3D), donde mediante técnicas de *prototipado rápido* se pueden obtener modelos biomédicos, que se definen como: “modelos de

estructuras anatómicas humanas confeccionados con exactitud dimensional a partir de datos obtenidos mediante una imagen médica usando alguna variedad de prototipado<sup>(4)</sup> o también podemos encontrarlos definidos como: “una entidad que replica la geometría o la morfología de una estructura biológica, que puede ser realizada tanto en una forma computacional como de forma física y sólida”<sup>(9)</sup>.

### Prototipado Rápido

El *prototipado rápido (RP)*, corresponde a la técnica que incluye distintas tecnologías de obtención de estructuras desde un “diseño asistido por computador” (CAD), en pocas horas y con poca intervención humana<sup>(10)</sup>. El resultado obtenido es una representación sólida tridimensional del diseño desarrollado digitalmente. El perfeccionamiento del prototipado rápido está estrechamente relacionado con el avance computacional, siendo esencial la presencia de un sistema CAD para su fabricación<sup>(11)</sup>.

El RP puede ser aplicado en múltiples circunstancias, por ejemplo, en su uso doméstico o industrial. Pero adquiere importante valor su relación con el área médica al desarrollar biomodelos a partir de datos obtenidos del escáner de estructuras anatómicas mediante tomografía computada, resonancia magnética o láser<sup>(12)</sup>.

Dentro de las aplicaciones de esta tecnología de RP en el área de la salud, se encuentran<sup>(13)</sup>:

- Diseño y manufactura de biomodelos, herramientas de utilización quirúrgica e implantes.
- Modelos de entrenamiento quirúrgico y dispositivos médicos que cumplen roles importantes en el perfeccionamiento técnico de profesionales de áreas médicas tanto en pregrado como postgrado.
- Plataformas en aplicaciones de ingeniería de tejidos. Estas superficies son utilizadas para el cultivo y crecimiento de tejido celular ex vivo.

## Clasificación de los biomodelos

Es posible agrupar distintos tipos de biomodelos según sus características; donde encontramos:

1. **Biomodelo virtual:** corresponde a la imagen en 3D obtenida a partir de la adquisición volumétrica de una estructura esquelética mediante, por ejemplo, un escáner de tomografía computada (CT). En esta clasificación también podemos encontrar los biomodelos manipulados con el sistema CAD, utilizados actualmente en odontología para la planificación de implantes dentales y prótesis fijas<sup>(9)</sup>.
2. **Biomodelo computacional:** creado con el propósito de desarrollar un análisis del comportamiento biomecánico de una estructura biológica<sup>(9)</sup>.

Estas dos clasificaciones se encuentran dentro de un grupo mayor denominado “biomodelos basados en un sistema computacional”, que son completamente distintos de un tercer grupo de biomodelos:

3. **Biomodelos físicos:** es una estructura sólida producida por tecnología de ingeniería y que usualmente, su diseño proviene de un biomodelo computacional<sup>(9)</sup>.

Luego, el proceso para realizar el biomodelaje de un paciente específico se puede dividir en 3 etapas básicas<sup>(14)</sup>:

- Adquisición volumétrica
- Procesamiento de la imagen.
- Fabricación del modelo.

## Registro de la imagen: ventajas del uso de la tomografía computada de haz cónico

De las definiciones revisadas anteriormente, se desprende la necesidad de una imagen virtual para poder generar una estructura sólida, lo que no sería posible sin el desarrollo de la radiología.

En los últimos años, se han desarrollado diversos sistemas de obtención de imágenes virtuales en 3D, de las cuáles la tomografía computada de haz cónico o cone beam (CBCT) ha tenido la mayor preponderancia en el área odontológica.

La literatura describe un uso preponderante de la tomografía computada (TC) médica para el desarrollo de biomodelos, debido a la alta resolución, a la amplitud de imagen que se puede obtener con esta técnica en comparación a la ventana de adquisición que se puede conseguir en un CBCT y a su principal aplicación en el ambiente intrahospitalario. A pesar de esto, según la guía N°172 de la Comisión Europea de Protección Radiológica, en todos aquellos casos en que se podría elegir entre TC médica y CBCT está justificado tomar como examen de primera elección el CBCT, debido a la menor exposición de radiación para el paciente<sup>(15)</sup>. Esto aplicaría en el caso de la reproducción tridimensional de una mandíbula humana de adulto, donde la literatura señala que ambas técnicas de reconstrucción son equivalentes en términos de diagnóstico clínico<sup>(16)</sup>.

El CBCT permite obtener una imagen en 3D a partir de la rotación de un tubo de rayos X alrededor del objetivo, obteniendo múltiples imágenes en 2 dimensiones, que posteriormente son procesadas para obtener una imagen multiplanar<sup>(17)</sup>. Las ventajas del CBCT son las razones por lo cual es usado más comúnmente en el área odontológica, una de ellas es la menor radiación generada al emitir radiación en pulsaciones sucesivas alrededor del objetivo, a diferencia de la TC médica que emite radiación continua durante su aplicación. Otras de sus ventajas son: el menor costo en comparación con la TC médica, la posibilidad de extraer imágenes en 2 dimensiones a partir un solo examen, permitiendo, por ejemplo, ahorrar la toma adicional de radiografías panorámicas y telerradiografías. Además permite una alta resolución y la obtención de voxeles (elementos de imagen en volumen) de tamaño isotrópico, lo que se relaciona con la producción de imágenes de tamaño real, como a escala, y su posterior transformación a un biomodelo físico<sup>(18)</sup>. Finalmente, una ventaja importante del CBCT para su uso en odontología está indicada por la Asociación Americana de Radiología Maxilofacial, que señala que este examen permite un mejor rendimiento en zona de dientes y hueso alveolar, por lo que es el examen de preferencia para estudio y planificación de implantes<sup>(18)</sup>.

Para que las imágenes obtenidas a través de un CBCT sean utilizadas para producir un biomodelo, se requieren varios pasos que involucran el procesamiento de la adquisición volumétrica. En primera instancia la imagen conseguida es almacenada en un formato de imagen llamado DICOM (digital imaging communication in medicine), una configuración estándar utilizada específicamente en el área biomédica, que permite su visualización en diferentes dispositivos de imagen digital<sup>(19)</sup>.

### Procesamiento digital de las imágenes

Una vez elaborada la imagen digital, es necesario su procesamiento en un lenguaje estándar que nos permita su manipulación y posterior transformación a un biomodelo físico. Así, el archivo DICOM es comúnmente traspasado a un archivo estándar de lenguaje teselado o STL mediante una técnica de conversión de datos llamada segmentación de imagen, en la que se agrupan los distintos voxeles de la imagen 3D en distintas regiones de interés<sup>(14)</sup>; y así la superficie del objeto es representado completamente por pequeños triángulos, conformando la geometría estructural externa de la imagen tridimensional como un entramado o teselado, similar al aspecto de un mosaico<sup>(20)</sup>.

Esta segmentación, que puede ser realizada automáticamente mediante un proceso computacional o de forma manual por un operador instruido en anatomía o también a través de una mezcla de ambas, juega un rol fundamental en la aplicación de imágenes biomédicas, pudiendo ser utilizadas posteriormente en: la cuantificación del volumen de un tejido, en la determinación de un diagnóstico, localización de una patología, el estudio de la anatomía estructural, planificación de tratamiento y en cirugía integrada<sup>(21)</sup>.

La segmentación de la imagen se basa comúnmente en la selección del umbral de intensidad de aquellas estructuras que se desean conservar. Una vez escogido el valor adecuado, los voxeles con una nitidez sobre este parámetro son incluidos en el volumen, en cambio los que se encuentran bajo el umbral son descartados. Un voxel puede contener diferentes tipos de tejido, esto ocurre principalmente en aquellas regiones donde las estructuras son delgadas, pero como cada voxel está definido por sólo un determinado valor umbral, esta cuantía

es definida de forma automática por el software computacional según el tipo de tejido predominante en su interior. Es por esto que a menudo se requiere una combinación entre segmentación automatizada y manual debido a la complejidad de las regiones anatómicas y de la presencia de artefactos que modifican el umbral de intensidad<sup>(14)</sup>.

### Fabricación del modelo

Una vez que el procesamiento de la imagen está terminado se da paso a la obtención del biomodelo físico, que puede realizarse mediante mecanismos de prototipado rápido de adición en capas, como también de sustracción del material o fresado superficial. Dentro de los procesos que involucran adición de material encontramos:

- a) Solidificación de un polímero líquido
  - i. Estereolitografía (SLA): es la técnica de prototipado rápido más utilizada. Consiste en la utilización de un polímero fotosensible a la exposición de luz ultravioleta para la fabricación de cada voxel<sup>(10)</sup>.
  - ii. Polimerización térmica (LTP): la polimerización del material se realiza mediante la inducción de laser infrarrojo, siendo en este caso una resina termoestable, lo que puede ocasionar inexactitud en el tamaño de los voxeles debido a la disipación del calor<sup>(10)</sup>.
- b) Solidificación de material fundido: *modelado por deposición fundida* (FDM): se depositan hilos de material fundido sobre un sustrato. El material solidifica en 0,1 segundos y se suelda en frío a las capas inferiores<sup>(10, 12)</sup>.
- c) Procesos que involucran partículas discretas: esta técnica utiliza sustratos pulverizados o en forma de pequeños granos.
  - i. Fusión de partículas por laser
    - 1. Sinterizado láser selectivo (SLS): el láser de CO<sub>2</sub> calienta las partículas hasta que es superada su tensión superficial y éstas se unen. En esta técnica puede ser utilizado cualquier material que pueda ser pulverizado, por ejemplo: nylon, metal y policarbonato<sup>(10, 12)</sup>.

2. Deposición por fase gaseosa (GPD): las moléculas de un gas reactivo se descomponen mediante luz o calor y se unen al material de sustrato para formar una capa<sup>(10)</sup>.
- ii. Unión de partículas mediante un aglutinante
    1. Impresión en 3D (3DP): mediante un sistema “capa a capa” se posiciona el polvo sobre la cámara de fabricación. El material aglutinante es depositado de forma selectiva sobre la película de polvo, por lo que el sustrato sólo se adhiere a la capa subyacente según el patrón definido por la impresora<sup>(10, 12, 22)</sup>.
- d) Utilización de material sólido
- i. Unión de capas adhesivas (Manufactura de objetos laminados-LOM): La secuencia de construcción del objeto comienza con la laminación de capas de sustrato que es dispuesto sobre una plataforma retráctil. Cada una de ellas posee en su lado inferior un adhesivo que se activa térmicamente, por lo que la laminación es finalizada con un rodillo de acero caliente que provee la presión que la nueva capa entre en contacto con la lámina subyacente y el calor que permite su adhesión. Cada capa es cortada transversalmente con un haz de láser CO<sub>2</sub>, según el diseño determinado por el computador<sup>(10, 23)</sup>.
  - ii. Unión de láminas con luz ultravioleta (SFP): El objeto es construido mediante la unión de capas de material semipolimerizado, que mediante la aplicación de luz ultravioleta produce que cada capa se adhiera consecutivamente a la lámina subyacente<sup>(10)</sup>.

Por el otro lado, como único método que involucra tecnología de remoción de material se encuentra el fresado superficial. El prototipo es realizado mediante eliminación de sustrato de una pieza única, lo que permite conformar el objeto deseado<sup>(10)</sup>. Este método es desarrollado rápidamente en la consulta odontológica, permitiendo al dentista la fabricación de estructuras específicas para un paciente en la cercanía del sillón dental. Sin embargo en disciplinas quirúrgicas, las técnicas aditivas se utilizan más comúnmente ya que permiten mayores ventajas como la efectividad del material y la capacidad de manejar geometrías más complejas que los métodos sustractivos<sup>(14)</sup>.

## Modelado por deposición fundida

Específicamente en relación al FDM, el material utilizado con mayor frecuencia, es el acrilonitrilo butadieno estireno o ABS. Las propiedades físicas del ABS son la rigidez, la estabilidad dimensional, su termoplaticidad y dentro de sus ventajas destaca su bajo costo. Si bien no es factible su esterilización mediante autoclave debido a su baja resistencia a altas temperaturas, si es posible someter este material a esterilización mediante oxido de nitrilo.

Para la fabricación del modelo es necesario una estructura de soporte que es adicionada al modelo sobre la plataforma de diseño y es construida utilizando un material termoplástico distinto. Esta base es de un color diferente al del modelo y no se adhiere a él, lo que permite una fácil identificación y remoción de los soportes. Recientemente se ha desarrollado un material de base soluble, lo que le permite ser disuelta del modelo mediante lavado con vibración<sup>(4)</sup>. FDM es muy adecuado para la fabricación de réplicas de hueso, ya que utiliza materiales que elaboran prototipos duros y robustos, así como también reproduce estructuras de forma compleja como guías y modelos quirúrgicos<sup>(24)</sup>.

Dentro de los mecanismos de fabricación que utilizan tecnología FDM se encuentran algunas impresoras 3D, como la Cube Pro® (Figura 1) que presenta entre sus características la posibilidad de ocupar hasta 3 cabezales de impresión al mismo tiempo; es decir, puede reproducir estructuras de hasta 3 colores, utilizando materiales como el ABS o poliácido láctico (PLA). El PLA ha sido de gran interés en el ámbito de la medicina debido a su biocompatibilidad siendo utilizado en ingeniería de tejidos y en implantes<sup>(25)</sup>. Permite construir modelos de hasta 285,4 x 270,4 x 230mm de dimensión con un solo cabezal. En relación a la resolución, se puede obtener un espesor mínimo de capa de un grosor de 70 micrones en su opción de mayor calidad<sup>(26)</sup>.



**Figura 1:** Impresora Cube Pro®.

### Exactitud dimensional

Un aspecto importante, donde la tecnología juega un rol crucial en la generación de biomodelos, es la precisión. Barker y cols. estudiaron las medidas de un modelo de cráneo obtenidos por SLA. Éstas se compararon con los datos originales del escáner de cráneo. Las diferencias máximas absolutas oscilaron entre 4.62 y 0.1 mm, correspondiendo a diferencias relativas entre 3.6 y 0.6%<sup>(27)</sup>.

La resolución actual de técnicas como SLA y SLS es suficiente para crear biomodelos a macroescala, pero modelos a microescala necesitarían mayores resoluciones. En la construcción de modelos a partir de escáner CT, la resolución del CT es un factor limitante en la definición. La resolución geométrica entre dos planos del escáner es mayor que la del proceso de manufactura. Debido al tamaño de herramientas de fresado y a la naturaleza de los procesos substractivos, la técnica de fresado es menos adecuada o definitivamente no aplicable para modelos a microescala y estructuras complejas con regiones que no pueden ser alcanzadas por la herramienta de fresado. Sin embargo, cuando un modelo ha sido confeccionado con un material que no puede ser procesado por otra técnica de RP, el fresado sigue siendo una técnica apropiada<sup>(9)</sup>.

Distintos tipos de impresoras pueden ser encontradas en el mercado, catalogándose además de su método de prototipado rápido, por su costo. Hoy en día se ha producido una gran expansión de las máquinas de bajo costo,

relacionado con la necesidad de transferir estas nuevas tecnologías a un dominio público, pero es necesario validar su exactitud para que puedan ser utilizadas sin peligro en el área médica<sup>(28)</sup>. Dentro de esta categoría de bajo costo se encuentra la Cube Pro®, mencionada anteriormente.

De esta forma, la exactitud dimensional es un problema que se debe evaluar antes de decidir la aplicabilidad de los modelos. Choi y cols. investigaron el error generado durante la producción de un prototipado rápido de uso médico donde el promedio del error medido en valor absoluto en todas las mediciones fue de  $0.62 \pm 0.35$  mm ( $0.56 \pm 0.39\%$ ). Ellos identificaron distintos factores que provocan errores dimensionales en cada una de las fases de producción del prototipo, como: la resolución de la adquisición de imagen del CT, uso de un inadecuado umbral de reconstrucción 3D del modelo virtual, y dificultades en la reproducción exacta de la posición de los marcadores<sup>(29)</sup>.

En el 2006, Sinn y colaboradores concluyeron que la exactitud dimensional es satisfactoria o por lo menos clínicamente aceptable cuando el porcentaje de error en modelado por adición de capas se encuentra entre el 0.6 y el 6%. Esto puede aplicarse para la mayoría de los usos del prototipado rápido, pero la alta precisión requerida para modelos craneomaxilofaciales es de crucial importancia cuando estos son utilizados para la fabricación de guías de implantes<sup>(14)</sup>.

Este error dimensional de los modelos médicos además podría variar entre diferentes materiales utilizados, la tecnología de prototipado rápido que se emplee y entre el tipo de máquina que se maneje<sup>(30)</sup>.

### Usos del prototipado rápido

Esta técnica es utilizada en distintos ámbitos del área de la salud, y ha sido su desarrollo y evolución lo que ha permitido involucrarla cada vez en mayor forma en el sector médico. El prototipado rápido fue insertado en el medio odontológico con el propósito de auxiliar procedimientos quirúrgicos, minimizar riesgos relacionados con las características anatómicas de un paciente y disminuir el tiempo terapéutico al utilizar el biomodelo en una fase preoperatoria<sup>(31)</sup>.

Una de las mayores aplicaciones de uso médico es la utilización del prototipado rápido durante la cirugía craneomaxilofacial, ya sea en el tratamiento de dismorfías congénitas (por ejemplo: síndrome de Crouzon, Apert, Pierre-Robin, entre otros), como en cirugía de reconstrucción maxilofacial<sup>(12)</sup>; de esta forma se busca obtener un modelo físico de las estructuras anatómicas del paciente, con la reproducción de detalles propios de cada caso a partir de un examen volumétrico como el CT<sup>(32)</sup>. La reproducción en vivo de las estructuras anatómicas del paciente le permite al cirujano disminuir el tiempo clínico de trabajo al utilizar el biomodelo durante la planificación del tratamiento<sup>(12)</sup>, al permitir simular las correcciones directamente sobre ellos. Así también, el manejo clínico con otros especialistas involucrados en el caso se ve potenciado, mejorando la comunicación interdisciplinaria<sup>(33)</sup>.

Un ejemplo, es el caso de la reconstrucción mandibular luego de la cirugía de resección tumoral, donde la placa de reconstrucción puede ser adaptada en el modelo de prototipado rápido, utilizándola como patrón de precisión de ajuste. Esto reduce las complicaciones postoperatorias, como cambios de posición en las ATMs. Además, la sección resectada del modelo mandibular también puede ser usada para la selección preoperatoria de un implante de dimensiones adecuadas<sup>(29)</sup>.

En el área de la implantología, esta tecnología es utilizada principalmente durante la cirugía de posicionamiento del implante endoóseo. La obtención de un biomodelo virtual permite la planificación de la posición de los implantes y la confección computacional de la guía quirúrgica, que luego será fabricada mediante una técnica de prototipado rápido<sup>(34)</sup>. La visualización tridimensional permite una mejor planificación de la posición del implante en relación a la calidad y cantidad de hueso, características biomecánicas y estéticas. Este perfeccionamiento permite comúnmente evitar complicaciones como el daño en el nervio mandibular, perforaciones sinusales, fenestraciones o dehiscencias. El sistema de planificación 3D es una herramienta fiable para la evaluación preoperatoria de la ubicación del implante, es posible simular las dimensiones del implante junto con la profundidad y angulación de su posicionamiento<sup>(35)</sup>.

En el área de rehabilitación oral, mediante el uso de un scanner intraoral es posible obtener un biomodelo virtual, que permite la planificación de prótesis fijas y removibles; mediante procesos de fresado superficial o de impresión tridimensional se pueden obtener coronas, puentes, pilares o bases protésicas<sup>(36)</sup>.

### Limitaciones de la técnica

1. Altos tiempos de producción.
2. Reducidas alternativas de materiales, colores y acabado superficial.
3. Resistencia limitada a la tensión, humedad y calor. Limitada estabilidad de color<sup>(37)</sup>.
4. Alto costo de producción, independientemente de la técnica y el material que se usa, ya que existe una alta inversión en maquinaria, que todavía restringe el uso del PR<sup>(31)</sup>.

## **Hipótesis**

Un biomodelo obtenido mediante la técnica de prototipado rápido por deposición fundida presenta exactitud dimensional equivalente a una mandíbula humana disecada.

## **Objetivo general**

Calcular la variación dimensional del biomodelado de prototipado rápido por deposición fundida en la reproducción de una mandíbula humana disecada.

## **Objetivos específicos**

1. Medir las distancias entre puntos craneométricos determinados tanto en la mandíbula original como en su biomodelo obtenido mediante la técnica de CBCT-CAD-RP.
2. Comparar la discrepancia dimensional entre la mandíbula original y el modelo obtenido, a partir de la comparación de las distancias entre los puntos craneométricos definidos.
3. Realizar un análisis descriptivo de las mediciones obtenidas mediante valores de resumen.

## **Materiales y métodos**

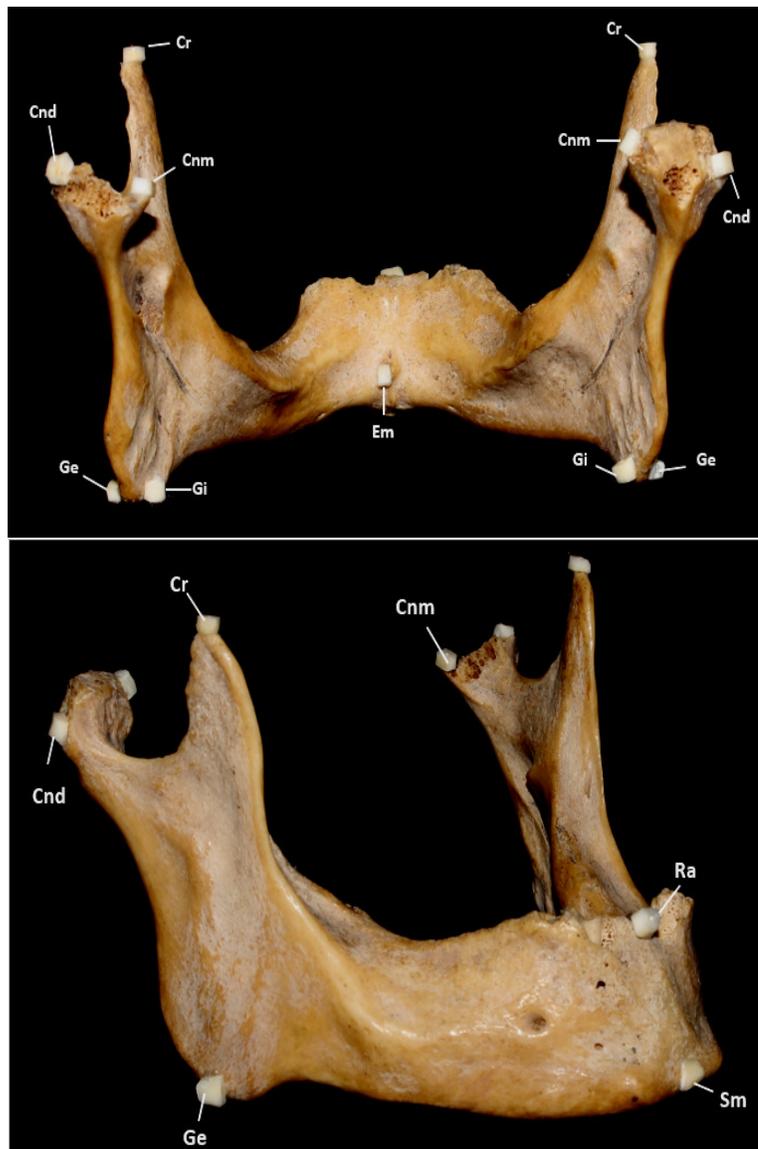
Para efectuar la investigación, se realizó un proceso de adquisición volumétrica, o registro tridimensional, en la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile; donde se utilizó para dichos efectos, el equipo de CBCT Planmeca Promax 3D Mid Proface con el protocolo 3D Dental-Cara. Este formato tiene una zona colimada (FOV: Field of view) de 160mm de diámetro y 160mm de altura. Los parámetros de exposición para dicho sistema fueron de 90kv, 12 mAs durante 27 segundos.

La toma del volumen se realizó utilizando los parámetros de exposición indicados por el fabricante para una mandíbula humana natural, sobre una mandíbula humana disecada de adulto, a la que se le instalaron marcadores radiopacos, ubicados en puntos craneométricos definidos. Dicha mandíbula fue facilitada por el departamento de anatomía y morfología de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile y los marcadores fueron obtenidos mediante el corte de tejido dental (anexo 1), conservando sólo la dentina en forma de cubos de tamaño aproximado de 0.064 cm<sup>3</sup> y se ubicaron sobre puntos de referencia anatómicos clásicos (ver Tabla 1 y Figuras 2 y 3). La mandíbula se dispuso sobre el equipo en un pedestal que la acopló sobre el equipo de adquisición volumétrica.

**Tabla 1:** Identificación de reparos anatómicos en la mandíbula disecada, con sus respectivas abreviaciones.

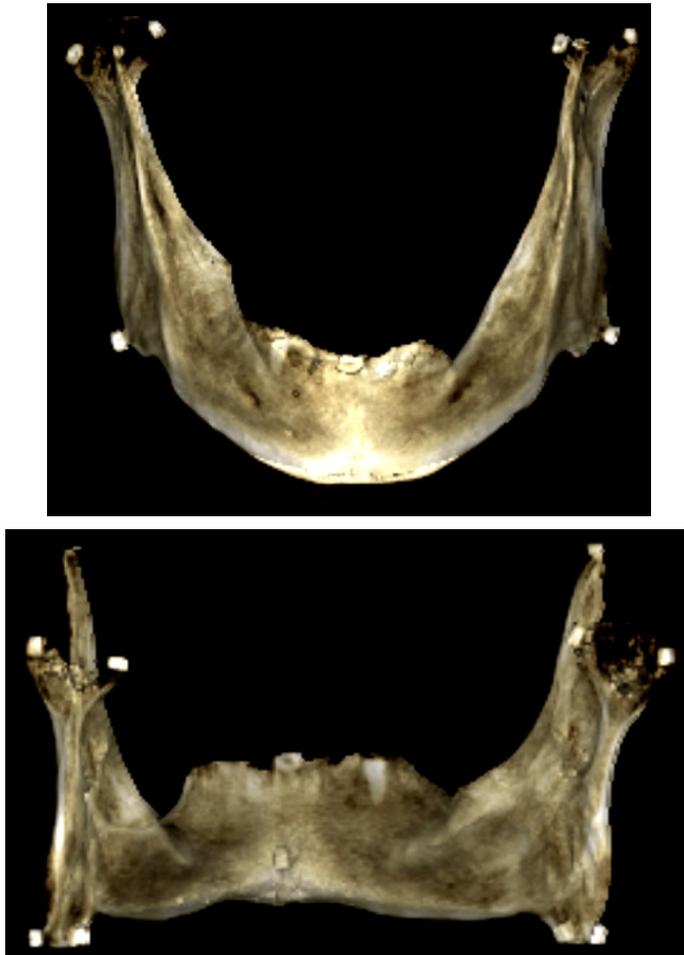
<b>Puntos craneométricos bilaterales (a ambos lados de la mandíbula)</b>	<b>Abreviación</b>
Polo distal del cóndilo mandibular	<b>Cnd</b>
Polo medial del cóndilo mandibular	<b>Cnm</b>
Proceso coronoides	<b>Cr</b>
Ángulo mandibular externo	<b>Ge</b>
Ángulo mandibular interno	<b>Gi</b>

Puntos craneométricos en línea media	
Sínfisis mentoniana	Sm
Reborde alveolar	Ra
Espinas mentonianas	Em



**Figuras 2 y 3:** Distribución de los marcadores en sus respectivos puntos craneométricos.

Una vez adquirido el volumen, éste se manipuló con el software RomexisViewer® para su validación crítica, lo que fue realizado por un Radiólogo DentoMáxilofacial del Servicio de Radiología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile (Figuras 4 y 5). Esto implicó definir los límites de visualización del examen, en el cual el total del FOV incluyó completamente la zona de interés.



**Figuras 4 y 5:** Reconstrucciones 3D de la adquisición volumétrica mediante CBCT, frontal y dorsal, respectivamente.

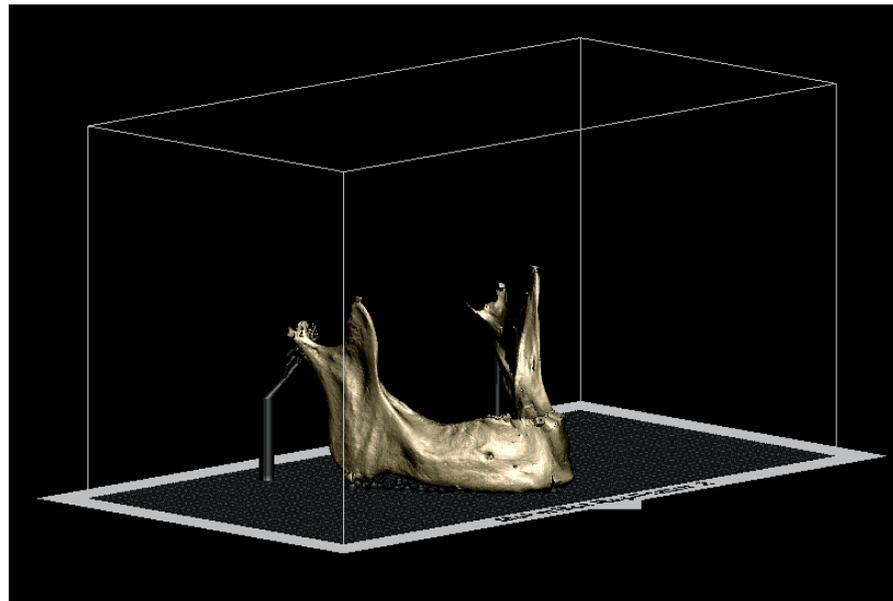
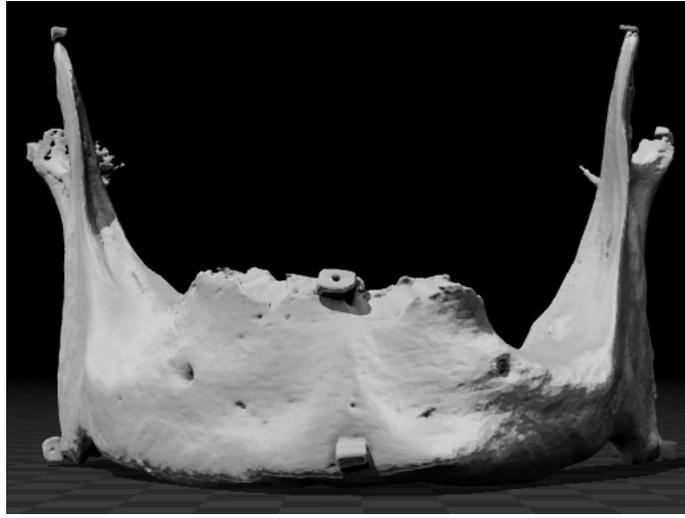
Habiendo realizado la validación crítica, el volumen se exportó a un dispositivo de almacenamiento portable, mediante el cual fue llevado a la Facultad de Arquitectura y Urbanismo de la Universidad de Chile. En aquel lugar se manipuló digitalmente para obtener un biomodelo virtual con el software Mimics de Materialise®. En las figuras 6 y 7 se pueden observar una vista frontal y ventral,

respectivamente, del modelo tridimensional sin edición de sus superficies, nótese la falta de detalle en los polos mediales de ambos cóndilos.



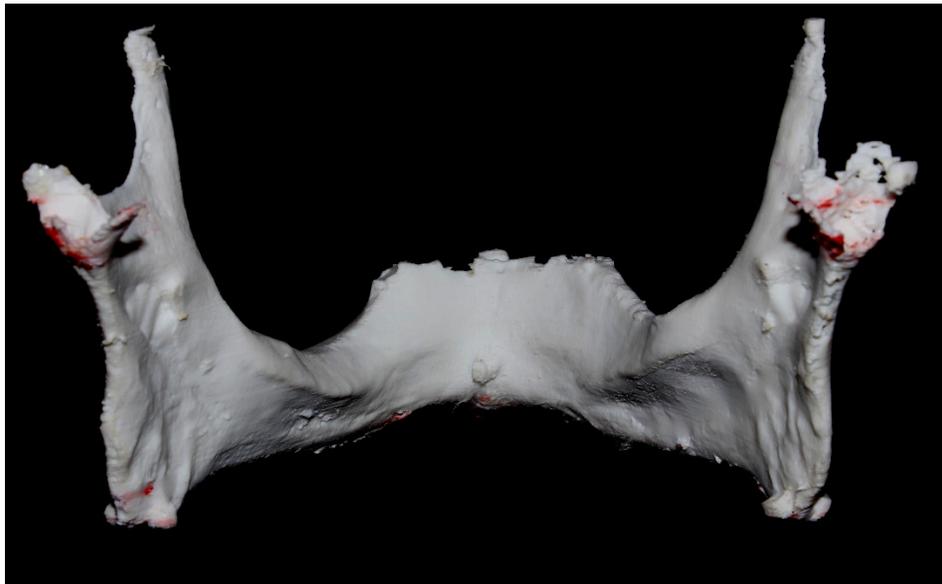
**Figuras 6 y 7:** Vista frontal y dorsal del modelo tridimensional sin editar, respectivamente.

Una vez que se obtuvo la imagen tridimensional, el siguiente paso correspondió a eliminar de forma digital las superficies que no tenían contacto con el volumen mayor durante el registro del Cone Beam CT, con el objetivo de mantener la mayor cantidad de detalles, sin alterar el contorno predeterminado de la imagen, y además configurar los pilares para el soporte de la impresión. Solo se realizó una selección manual en aquellas zonas que presentaban una pérdida del interfaz aire-hueso. En las figuras 8, 9 y 10 se puede observar el resultado del modelo tridimensional luego de la eliminación de las superficies no deseadas o aquellas que no se encontraban bien definidas.



**Figuras 8 y 9:** Vista frontal y dorsal del modelo tridimensional editado, respectivamente. **Figura 10:** Vista del modelo tridimensional con sus pilares de soporte, en la posición que quedó con respecto a la impresora.

Realizada la eliminación de superficies, el volumen se exportó en formato STL para ser codificado por la impresora 3D Cube Pro<sup>®</sup>, en ella se seleccionaron parámetros de calidad de terminación media, con un grosor de capa de 0.07 mm. Luego de la obtención del modelo, se retiraron los pilares de soporte y se pulieron las espículas remanentes hasta obtener superficies suaves al tacto (Figuras 11 y 12).



**Figuras 11 y 12:** Vistas frontal y dorsal, respectivamente, del resultado de la impresión tridimensional.

Una vez fabricado el biomodelo físico, la inspección visual del prototipo obtenido reveló superficies del cóndilo que no fueron reproducidas, situación que se discutirá más adelante, razón por la que se modificó el punto Cnm a una posición ubicada a 56 mm de Gi, de forma bilateral tanto para la mandíbula como para el modelo. Posteriormente se sometió a la comparación de las distancias entre los marcadores radiopacos de la mandíbula disecada, con sus correspondientes mediciones homólogas en la estructura impresa. Este trabajo experimental se llevó a cabo en el Servicio de Radiología Dentomaxilar de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, durante un periodo de 20 días.

Una vez realizadas las mediciones para cada prototipo (mandíbula seca y modelo) se procedió al análisis de sus resultados; de manera específica se centró en el estudio descriptivo. La manera de proceder se hizo de la siguiente forma:

La descripción del error dimensional se realizó con dos análisis equivalentes, uno para la mandíbula aislada y otro para su respectivo biomodelo físico. Se procedió a efectuar 21 mediciones entre las distancias comprendidas entre los distintos marcadores (como se indica en la Tabla 2), tomadas desde el centro de cada uno de ellos, tanto para la mandíbula como para el prototipo, con la excepción particular de las distancias: Cnm-Cr de forma bilateral y Cnm-Cnm, debido a la modificación de Cnm descrita anteriormente. En total se obtuvieron 42 mediciones registradas cada una de ellas con un calibrador digital marca Kamasa®, modelo KM-448 con 3 estrellas de calidad (Figura 13).



**Figura 13:** Calibrador digital KM-448, marca Kamasa®.

El modelo de experimentación comprende que cada una de las 21 mediciones se repitió 30 veces por el mismo observador, tanto para la mandíbula como para su modelo, esto con el fin de analizar y medir la incertidumbre.

**Tabla 2:** Identificación de las distancias de referencia que se utilizarán para la comparación de los biomodelos.

<b>Distancias bilaterales</b> <b>(a ambos lados de la mandíbula)</b>	
Polo distal del cóndilo – Ángulo mandibular externo <i>(Altura de la rama mandibular)</i>	<b>Cnd– Ge</b>
Polo medial del cóndilo – Ángulo mandibular interno	<b>Cnm - Gi</b>
Ángulo mandibular externo – Proceso coronoides	<b>Ge - Cr</b>
Ángulo mandibular interno – Proceso coronoides	<b>Gi - Cr</b>
Polo distal del cóndilo – Proceso coronoides	<b>Cnd - Cr</b>
Polo medial del cóndilo – Proceso coronoides	<b>Cnm - Cr</b>
Ángulo mandibular externo – Sínfisis mentoniana <i>(Largo del cuerpo mandibular)</i>	<b>Ge - Sm</b>
Ángulo mandibular interno – Espinas mentonianas	<b>Gi - Em</b>
Proceso coronoides – Reborde alveolar medial	<b>Cr - Ra</b>
<b>Distancias únicas</b>	
Distancia intercondílea externa	<b>Cnd - Cnd</b>
Distancia intercondílea interna	<b>Cnm -Cnm</b>
Distancia intergoníaca	<b>Gi - Gi</b>

## Resultados

Para cada una de las distancias registradas (21), tanto en la mandíbula como en el modelo, se procedió a estudiar la distribución de los errores; para esto se obtuvo diferentes medidas de resumen, en particular: el promedio y su desviación estándar.

Para cada medición lineal se determinó la desviación media absoluta como la diferencia absoluta entre cada medida registrada en el modelo con su respectivo resultado en la mandíbula seca. A partir de esto se obtuvo la diferencia media relativa con el fin de establecer la discrepancia porcentual de los resultados a partir de la fórmula graficada en la figura 14. Los datos obtenidos se registraron en la tabla 4, entregándonos una diferencia dimensional promedio de  $0.160 \pm 0.114$  mm. y porcentualmente, valores que varían entre el 0.002% y el 0.72%.

**Figura 14:** Expresión matemática utilizada para calcular la diferencia absoluta relativa.

$$\text{Diferencia Media Relativa (\%)} = \frac{\left| \text{Media medida en modelo} - \text{Media medida en mandíbula} \right|}{\text{Media medida en mandíbula}} \times 100$$

**Tabla 4:** Diferencias absolutas y relativas entre la mandíbula seca y su biomodelo.

Pruebas (mm)		Media Mandíbula	Media Modelo	Desviación media absoluta	Desviación Estándar	Diferencia media relativa (%)
Lado Derecho	<b>Cnd-Ge</b>	63.930	63.911	0.019	0.013	0.02
	<b>Cnm-Gi</b>	61.732	61.372	0.36	0.254	0.58
	<b>Ge-Cr</b>	71.95	71.88	0.07	0.049	0.09
	<b>Gi-Cr</b>	72.47	72.34	0.13	0.091	0.17
	<b>Cnd-Cr</b>	35.34	35.37	0.03	0.021	0.08
	<b>Cnm-Cr</b>	36.78	36.79	0.01	0.007	0.02
	<b>Ge-Sm</b>	85.74	85.56	0.18	0.127	0.20
	<b>Gi-Em</b>	70.589	70.505	0.08	0.059	0.11
	<b>Cr-Ra</b>	86.53	86.28	0.25	0.176	0.28
Lado Izquierdo	<b>Cnd-Ge</b>	62.946	62.887	0.053	0.041	0.08
	<b>Cnm-Gi</b>	60.647	60.428	0.21	0.154	0.36
	<b>Ge-Cr</b>	73.72	73.183	0.53	0.379	0.72
	<b>Gi-Cr</b>	73.65	73.164	0.48	0.343	0.65
	<b>Cnd-Cr</b>	33.76	33.78	0.02	0.014	0.05
	<b>Cnm-Cr</b>	39.77	39.83	0.06	0.042	0.15
	<b>Ge-Sm</b>	88.941	88.866	0.075	0.053	0.08
	<b>Gi-Em</b>	70.047	70.057	0.01	0.007	0.01
	<b>Cr-Ra</b>	87.40	87.02	0.38	0.268	0.43
Distacias Únicas	<b>Cnd-Cnd</b>	121.707	121.320	0.38	0.273	0.31
	<b>Cnm-Cnm</b>	89.605	89.607	0.002	0.001	0.002
	<b>Gi-Gi</b>	90.221	90.185	0.036	0.025	0.03
Resultados promedio				0.160	0.114	0.210

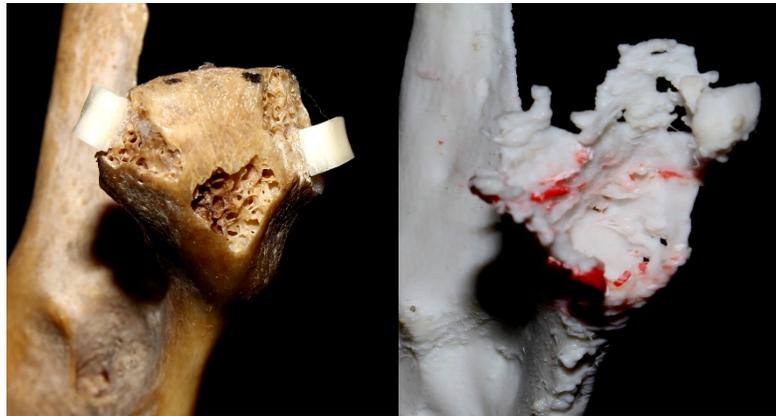
## Discusión

En nuestra comparación del biomodelo creado a partir de una mandíbula disecada, encontramos una buena reproducción global de las dimensiones registradas entre los distintos puntos craneométricos. Según los resultados obtenidos, existe un rango promedio de variación longitudinal entre la mandíbula disecada y el modelo de  $0.16 \pm 0.114$  mm. El valor máximo en relación a la desviación media absoluta obtenida fue de  $0.38 \pm 0.273$  mm y el mínimo fue de  $0.002 \pm 0.001$  mm.

Para explicar la falta de precisión en la reproducción de los cóndilos mandibulares, la evidencia dice que tanto para la TC médica como para el CBCT, la presencia de hueso cortical muy delgado interferiría con la definición de imagen de estas estructuras, siendo posible mejorar la reproducción de detalle disminuyendo el umbral de densidad<sup>(38)</sup>. Además durante la adquisición se debería ajustar los valores de exposición cuidadosamente<sup>(39)</sup>. Otro factor a considerar es la elección del umbral de segmentación, que puede causar la pérdida de información en áreas donde sólo hay presencia de hueso muy delgado<sup>(4)</sup>. Esto coincide con nuestros resultados, aquellas zonas que no estaban cubiertas por hueso cortical no aparecen en el modelo o fueron cubiertas al momento del procesamiento de la imagen, debido a que el entramado cubre completamente la superficie externa. Esto explica que distancias como la altura interna de la rama (Cnm - Gi) no hayan podido ser bien definidas y puede ser observado en las figuras 15 y 16 donde se aprecia el resultado de la reproducción tridimensional del cóndilo izquierdo y derecho respectivamente.



**Figura 15:** Vista dorsal de ambos cóndilos izquierdos.



**Figura 16:** Vista dorsal de ambos cóndilos derechos.

Con respecto a la comparación entre los resultados de otros estudios, la mayoría de la evidencia científica muestra fabricación de modelos mediante estereolitografía (SLA) y adquisición volumétrica con TC médica, pero son empleados de igual forma para estos efectos ya que los usos de los biomodelos son similares, independiente de su proceso de fabricación.

Choi y colaboradores, en el año 2002, utilizando tomografía computada obtuvieron una imagen tridimensional de un cráneo aislado y su respectiva mandíbula, realizando mediante SLA sus respectivos prototipos. Ellos compararon las distancias entre sus estructuras óseas, los biomodelos virtuales y los físicos, separando las medidas en internas (IMG) y externas (EMG) según su ubicación craneométrica con respecto a la línea media. Para alcances de esta discusión sólo se tomaron los resultados en relación a la comparación entre la mandíbula original y su modelo de prototipado rápido. Lo que ellos hallaron fue una diferencia media absoluta de  $0.63 \pm 0.33$  mm para las distancias ubicadas en las zonas internas y de  $0.62 \pm 0.37$  mm para las longitudes externas. Ellos observaron que para las medidas IMG aisladas, obtuvieron resultados positivos de discrepancia, en cambio en las zonas de EMG estos fueron negativos. A esta distribución de los errores le adjudicaron el nombre de “dumb-bell effect”, considerándolo como la consecuencia del umbral de segmentación en los resultados obtenidos. De esta forma los autores señalan que aquellos puntos alejados de la línea media presentarían dimensiones menores en el modelo virtual y físico, y caso contrario ocurriría con los puntos más cercanos a la línea media<sup>(29)</sup>. Tomando en cuenta este análisis de resultados, se

realizó la comparación de datos obtenidos en nuestro estudio, reflejado en la tabla 5, de los cuales el 87.5% de las muestras más alejadas de la línea media corresponden a valores relativamente menores para el modelo con respecto a la mandíbula original, pero no es un resultado representativo del efecto descrito por Choi ya que en aquellas mediciones más cercanas a la línea media, el 54% también presenta un valor negativo para la diferencia media aritmética, interpretada como la diferencia matemática entre la longitud del modelo y la distancia en la mandíbula, para un mismo segmento.

Daniela Silva y colaboradores, publicaron en el Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery en el año 2008, sus resultados al comparar un cráneo disecado con sus réplicas mediante técnicas de SLS y 3DP. Obtuvieron discrepancias dimensionales promedio de un 2.10 y un 2.67% para los métodos mencionados, respectivamente, y concluyeron que con estos resultados los modelos proveían precisión aceptable para ser utilizados en la mayoría de las cirugías maxilofaciales, recalcando la importancia de identificar el nivel necesario de exactitud para cada procedimiento quirúrgico de forma específica y así adaptar el uso del prototipo para cada cirugía<sup>(40)</sup>.

Al año siguiente y en la misma revista, Danilo Ibrahim y colaboradores realizaron una comparación similar, esta vez utilizando una mandíbula humana aislada para reproducirla mediante SLS, 3DP y SFP. Los resultados fueron similares al estudio revisado anteriormente, obteniendo errores dimensionales de 1.79%, 3.14% y 2.14% respectivamente<sup>(2)</sup>.

Esfandyar Kouhi y colaboradores, en ese mismo año, realizaron comparaciones dimensionales de una mandíbula humana disecada y sus prototipos obtenidos mediante técnica de FDM a partir de una adquisición en CT helicoidal. Si bien sus resultados no pueden ser utilizados para nuestra comparación ya que midieron contornos y profundidades estructurales, tomaron en cuenta el grado de resolución de capas necesario para obtener un modelo fidedigno, concluyendo que con un grosor de capas de 0.4 mm se puede obtener la precisión suficiente para la aplicación clínica en cirugía mandibular y maxilofacial<sup>(41)</sup>. En nuestro estudio el grosor de capas obtenido fue de 0.07 mm, por lo que se sitúa dentro del rango de precisión esperado.

**Tabla 5:** Resumen de resultados, desviación media aritmética y diferenciación entre mediciones alejadas de la línea media (destacadas en azul).

Pruebas (mm)		Media Mandíbula	Media Modelo	Desviación media aritmética
Lado Derecho	<b>Cnd-Ge</b>	63.930	63.911	-0.019
	<b>Cnm-Gi</b>	61.732	61.372	-0.36
	<b>Ge-Cr</b>	71.95	71.88	-0.07
	<b>Gi-Cr</b>	72.47	72.34	-0.13
	<b>Cnd-Cr</b>	35.34	35.37	0.03
	<b>Cnm-Cr</b>	36.78	36.79	0.01
	<b>Ge-Sm</b>	85.74	85.56	-0.18
	<b>Gi-Em</b>	70.589	70.505	0.08
	<b>Cr-Ra</b>	86.53	86.28	0.25
Lado Izquierdo	<b>Cnd-Ge</b>	62.946	62.887	-0.053
	<b>Cnm-Gi</b>	60.647	60.428	-0.21
	<b>Ge-Cr</b>	73.72	73.183	-0.53
	<b>Gi-Cr</b>	73.65	73.164	-0.48
	<b>Cnd-Cr</b>	33.76	33.78	0.02
	<b>Cnm-Cr</b>	39.77	39.83	0.06
	<b>Ge-Sm</b>	88.941	88.866	-0.075
	<b>Gi-Em</b>	70.047	70.057	0.01
	<b>Cr-Ra</b>	87.40	87.02	-0.38
Distancias Únicas	<b>Cnd-Cnd</b>	121.707	121.320	-0.38
	<b>Cnm-Cnm</b>	89.605	89.607	0.002
	<b>Gi-Gi</b>	90.221	90.185	-0.036

En el año 2011, Robert Taft y colaboradores realizaron una adquisición volumétrica, mediante tomografía computada, de un cráneo aislado con marcadores de acero inoxidable en diversos puntos craneométricos y fabricaron modelos de prototipado rápido también con SLA. Dentro de sus resultados la máxima variación medida mediante diferencia media absoluta fue de  $0.608 \pm 0.096$  mm. Los rangos de variación dimensional que registraron en su investigación fluctuaron entre los 0.001 y 0.703 mm, señalando que estos valores dependían del eje en donde estaban posicionados los marcadores de referencia. Su análisis estadístico mediante test-T, al aplicar un índice de confianza de 95%, arrojó que si existían diferencias significativas en sus resultados. Cabe mencionar que la presencia de marcadores metálicos produjo artefactos en su examen tridimensional, lo que llevó a una

eliminación manual de dichas interferencias pudiendo afectar en la preservación de las referencias craneométricas afectando el contorno de las estructuras, incrementando la variación dimensional<sup>(42)</sup>.

Finalmente, durante el año 2015, Federico Maschio probó la exactitud dimensional de una impresora 3D que utiliza, al igual que en nuestro estudio, la técnica de FDM y para la adquisición volumétrica también utilizó CBCT. Para el estudio replicaron dos mandíbulas humanas disecadas dentadas y compararon cada una con su respectivo modelo en distancias determinadas. Dentro de sus resultados obtuvieron distintas discrepancias al considerar aquellas longitudes menores o mayores a 12 mm. Su desviación media relativa para aquellas distancias más pequeñas fue de un 3.76%, en cambio para las más grandes fue de 1.09%. Cabe señalar que en nuestro estudio todas las distancias registradas eran mayores a 12 mm, por lo que sería interesante investigar en el futuro el comportamiento dimensional del modelo en base a una mandíbula dentada en la que obtener puntos constantes de comparación, como lo realizó Maschio<sup>(28)</sup>.

En el anexo 2 se podrá encontrar una tabla comparativa que muestra distintos estudios encontrados en la literatura, ordenados cronológicamente, con sus respectivos métodos de adquisición volumétrica, prototipado rápido, estructuras de comparación y resultados. En ella se podrá observar que lo más común en la literatura es encontrar registros imagenológicos a partir de TC médica, y distintos tipos de mecanismos de obtención de biomodelos físicos, principalmente SLA y SLS. De todos los artículos investigados, independiente del método utilizado para la generar la imagen o para su impresión, la variación dimensional medida mediante la diferencia aritmética no supera los 1.5 mm.

Debido a que en este estudio se utilizó una mandíbula humana aislada, es posible que durante el proceso de registro imagenológico se perdiera información, especialmente de aquellas zonas donde el hueso cortical es más delgado. Para reducir este defecto, Barker en el año 1994 decidió sumergir la estructura ósea a estudiar en agua, para reducir la interfaz aire-hueso y simular de esta manera la presencia de tejido blando a su alrededor<sup>(43)</sup>. Con esto obtuvo una imagen a partir de

TC médica de un cráneo y fabricó un biomodelo con SLA que tuvo un rango de variación dimensional entre 4.62 y 0.1 mm.

Nuestras evaluaciones indican que sería factible utilizar estos prototipos para fines quirúrgicos, por lo que sería recomendable realizar pruebas en base CBCT de individuos vivos con el fin de analizar el comportamiento de aquellas zonas de hueso delgado, como los cóndilos.

Consideramos que la principal importancia de la técnica es su aplicación clínica en cirugías guiadas, por lo que sería importante continuar con la investigación con el fin de validar esta tecnología como una vía alternativa accesible a la ya existente y útil para su uso quirúrgico.

A partir de los resultados del presente estudio se sugiere realizar pruebas en estructuras de conformación ósea más compleja, como huesos esfenoides y temporal para considerar su utilización con fines académicos, así como también la evaluación de la fabricación de estructuras de alta definición como las guías de implantes quirúrgicos, para su posterior aplicación clínica.

## **Conclusiones**

En base a los objetivos planteados para nuestra investigación, los resultados obtenidos y a la comparación realizada con la literatura disponible, se concluye que la variación dimensional general de la técnica de FDM es de 0.16 mm lo que representa un 0.21%, por lo que se considera posible obtener un biomodelo anatómico con exactitud dimensional suficiente para ser utilizado con fines clínicos, a partir del uso de una impresora de bajo costo como la 3D Cube Pro®.

Las dimensiones menos confiables de medir en el biomodelo son aquellas que presentan hueso cortical muy delgado, representado en nuestro estudio por las distancias entre el polo medial del cóndilo y el borde interno del ángulo de la mandíbula (Cnm – Gi), bilateralmente; encontrándose una diferencia promedio de 0.29 mm de variación dimensional que representa el 0.47%.

Las discrepancias en las mediciones efectuadas entre mandíbula seca y biomodelo oscilan entre 0.002 mm y 0.56 mm lo que representa variaciones entre el 0.002% y el 0.72% que se encuentran dentro de lo esperado en base a los resultados encontrados en la literatura.

Finalmente, una consideración importante de esta investigación es la utilización de marcadores radiopacos fabricados con dentina, que permitió disminuir la presencia de artefactos en la adquisición volumétrica y realizar mediciones confiables en segmentos definidos tanto en la mandíbula original como en su reproducción tridimensional.

## **Bibliografía**

1. Olszewski R. Three-dimensional rapid prototyping models in cranio-maxillofacial surgery: systematic review and new clinical applications. Proceedings of the Belgian Royal Academies of Medicine, 2013;Vol. 2, no.1;p. 43-77.
2. Ibrahim D, Broilo TL, Heitz C, de Oliveira MG, de Oliveira HW, Nobre SM, et al. Dimensional error of selective laser sintering, three-dimensional printing and PolyJet models in the reproduction of mandibular anatomy. J Craniomaxillofac Surg. 2009 Apr;37(3):167-73. PubMed PMID: 19056288. eng.
3. Gibson I, Cheung LK, Chow SP, Cheung WL, Beh SL, Savalani M, et al. The use of rapid prototyping to assist medical applications. Rapid Prototyping Journal. 2006;12(1):53-8.
4. Winder J, Bibb R. Medical rapid prototyping technologies: state of the art and current limitations for application in oral and maxillofacial surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2005 Jul;63(7):1006-15. PubMed PMID: 16003630. eng.
5. The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent. 2005 Jul;94(1):10-92. PubMed PMID: 16080238. eng.
6. Van Noort R, Barbour ME. Introduction to Dental Materials4: Introduction to Dental Materials: Mosby; 2013.
7. Starcke EN. A historical review of complete denture impression materials. J Am Dent Assoc. 1975 Nov;91(5):1037-41. PubMed PMID: 1102583. eng.
8. Gibson I. Advanced Manufacturing Technology for Medical Applications: Reverse Engineering, Software Conversion and Rapid Prototyping: Wiley; 2006.
9. Lohfeld S, Barron V, McHugh PE. Biomodels of bone: a review. Ann Biomed Eng. 2005 Oct;33(10):1295-311. PubMed PMID: 16240079. eng.
10. Pham DT, Gault RS. A comparison of rapid prototyping technologies. International Journal of Machine Tools and Manufacture. 1998 10//;38(10–11):1257-87.
11. Balu ghane d. Rapid prototyping: the revolutionary. Technology and applications review2016; 3(2). Available from: [http://www.ijert.org/admin/papers/1457532069\\_Volume%203%20Issue%202.pdf](http://www.ijert.org/admin/papers/1457532069_Volume%203%20Issue%202.pdf).

12. Petzold R, Zeilhofer HF, Kalender WA. Rapid prototyping technology in medicine--basics and applications. *Comput Med Imaging Graph*. 1999 1999 Sep-Oct;23(5):277-84. PubMed PMID: 10638658. eng.
13. Hieu LC, Zlatov N, Sloten JV, Bohez E, Khanh L, Binh PH, et al. Medical rapid prototyping applications and methods. *Assembly Automation*. 2005;25(4):284-92.
14. Huutilainen E, Jaanimets R, Valášek J, Marcián P, Salmi M, Tuomi J, et al. Inaccuracies in additive manufactured medical skull models caused by the DICOM to STL conversion process. *J Craniomaxillofac Surg*. 2014 Jul;42(5):e259-65. PubMed PMID: 24268714. eng.
15. Panel SGD. *Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology (Evidence Based Guidelines)*. Luxembourg; 2012. Contract No.: 172.
16. Seyed Arman Mohagheghi D, MDS., Sanaz Sharifi Shoushtari D, MDS., Yasaman Sherafatmand D, Mahshid Razavi D, MDS., Nastaran Farhadi, DDS M, et al. Comparison of the diagnostic accuracy of mandibular fractures with Cone beam computed tomography and multislice CT using dry human skull. *International journal of current research in Chemistry and pharmaceutical sciences*. 2016;3(4):56-9.
17. Varga E, Hammer B, Hardy BM, Kamer L. The accuracy of three-dimensional model generation. What makes it accurate to be used for surgical planning? *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2013 Sep;42(9):1159-66. PubMed PMID: 23522875. eng.
18. De Vos W, Casselman J, Swennen GR. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Jun;38(6):609-25. PubMed PMID: 19464146. eng.
19. Farman AG. Applying DICOM to dentistry. *J Digit Imaging*. 2005 Mar;18(1):23-7. PubMed PMID: 15551104. PMID: PMC3047213. eng.
20. Kragsskov J, Sindet-Pedersen S, Gyldensted C, Jensen KL. A comparison of three-dimensional computed tomography scans and stereolithographic models for evaluation of craniofacial anomalies. *J Oral Maxillofac Surg*. 1996 Apr;54(4):402-11; discussion 11-2. PubMed PMID: 8600256. eng.

21. Pham DL, Xu C, Prince JL. Current methods in medical image segmentation. *Annu Rev Biomed Eng.* 2000;2:315-37. PubMed PMID: 11701515. eng.
22. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyping Journal.* 2009;15(3):216-25.
23. Park J, Tari MJ, Hahn HT. Characterization of the laminated object manufacturing (LOM) process. *Rapid Prototyping Journal.* 2000;6(1):36-50.
24. Negi S, Dhiman S, Sharma RK. Basics and applications of rapid prototyping medical models. *Rapid Prototyping Journal.* 2014;20(3):256-67.
25. Torres J, Cole M, Owji A, DeMastry Z, Gordon AP. An approach for mechanical property optimization of fused deposition modeling with polylactic acid via design of experiments. *Rapid Prototyping Journal.* 2016;22(2):387-404.
26. Systems D. CubePro™. Impresión 3D [Available from: <http://printers3d.com.ar/descargas/folleto-cube-pro.pdf>].
27. Barker TM, Earwaker WJ, Frost N, Wakeley G. Integration of 3-D medical imaging and rapid prototyping to create stereolithographic models. *Australas Phys Eng Sci Med.* 1993 Jun;16(2):79-85. PubMed PMID: 8357307. eng.
28. Maschio F, Pandya M, Olszewski R. Experimental Validation of Plastic Mandible Models Produced by a “Low-Cost” 3-Dimensional Fused Deposition Modeling Printer. *Medical Science Monitor : International Medical Journal of Experimental and Clinical Research.* 2016 03/22 08/14/received 09/17/accepted;22:943-57. PubMed PMID: PMC4806585.
29. Choi JY, Choi JH, Kim NK, Kim Y, Lee JK, Kim MK, et al. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2002 Feb;31(1):23-32. PubMed PMID: 11936396. eng.
30. Salmi M, Paloheimo KS, Tuomi J, Wolff J, Mäkitie A. Accuracy of medical models made by additive manufacturing (rapid manufacturing). *J Craniomaxillofac Surg.* 2013 Oct;41(7):603-9. PubMed PMID: 23333490. eng.
31. Barbosa P, Roque-Torres GD, Meneses-López A, Bóscolo F, Almeida SD, Groppo F. The use of rapid prototyping in dentistry. *Revista Estomatológica Herediana [Internet].* 2015; 25(1019-4355):[167-74 pp.].

32. Nayar S, Bhuminathan S, Bhat WM. Rapid prototyping and stereolithography in dentistry. *J Pharm Bioallied Sci.* 2015 Apr;7(Suppl 1):S216-9. PubMed PMID: 26015715. PMCID: PMC4439675. eng.
33. Sailer HF, Haers PE, Zollikofer CP, Warnke T, Carls FR, Stucki P. The value of stereolithographic models for preoperative diagnosis of craniofacial deformities and planning of surgical corrections. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1998 Oct;27(5):327-33. PubMed PMID: 9804193. eng.
34. Flügge TV, Nelson K, Schmelzeisen R, Metzger MC. Three-dimensional plotting and printing of an implant drilling guide: simplifying guided implant surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013 Aug;71(8):1340-6. PubMed PMID: 23866950. eng.
35. Lal K, White GS, Morea DN, Wright RF. Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic implant planning and placement. Part I. The concept. *J Prosthodont.* 2006 2006 Jan-Feb;15(1):51-8. PubMed PMID: 16433652. eng.
36. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J.* 2015 Dec;219(11):521-9. PubMed PMID: 26657435. eng.
37. Berman B. 3-D printing: The new industrial revolution. *Business Horizons.* 2012 3//;55(2):155-62.
38. Bouyssié JF, Bouyssié S, Sharrock P, Duran D. Stereolithographic models derived from x-ray computed tomography. Reproduction accuracy. *Surg Radiol Anat.* 1997;19(3):193-9. PubMed PMID: 9381322. eng.
39. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc.* 2006 Feb;72(1):75-80. PubMed PMID: 16480609. eng.
40. Silva DN, Gerhardt de Oliveira M, Meurer E, Meurer MI, Lopes da Silva JV, Santa-Bárbara A. Dimensional error in selective laser sintering and 3D-printing of models for craniomaxillary anatomy reconstruction. *J Craniomaxillofac Surg.* 2008 Dec;36(8):443-9. PubMed PMID: 18579391. eng.
41. Kouhi E, Masood S, Morsi Y. Design and fabrication of reconstructive mandibular models using fused deposition modeling. *Assembly Automation.* 2008;28(3):246-54.

42. Taft RM, Kondor S, Grant GT. Accuracy of rapid prototype models for head and neck reconstruction. *J Prosthet Dent.* 2011 Dec;106(6):399-408. PubMed PMID: 22133397. eng.
43. Barker TM, Earwaker WJ, Lisle DA. Accuracy of stereolithographic models of human anatomy. *Australas Radiol.* 1994 May;38(2):106-11. PubMed PMID: 8024501. eng.
44. Berry E, Brown JM, Connell M, Craven CM, Efford ND, Radjenovic A, et al. Preliminary experience with medical applications of rapid prototyping by selective laser sintering. *Med Eng Phys.* 1997 Jan;19(1):90-6. PubMed PMID: 9140877. eng.
45. Asaumi J, Kawai N, Honda Y, Shigehara H, Wakasa T, Kishi K. Comparison of three-dimensional computed tomography with rapid prototype models in the management of coronoid hyperplasia. *Dentomaxillofac Radiol.* 2001 Nov;30(6):330-5. PubMed PMID: 11641732. eng.
46. Chang PS, Parker TH, Patrick CW, Miller MJ. The accuracy of stereolithography in planning craniofacial bone replacement. *J Craniofac Surg.* 2003 Mar;14(2):164-70. PubMed PMID: 12621285. eng.
47. El-Katatny I, Masood SH, Morsi YS. Error analysis of FDM fabricated medical replicas. *Rapid Prototyping Journal.* 2010;16(1):36-43.



## Anexo 1

### CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA DONACIÓN DE DIENTES PARA ESTUDIO DE BIOMODELAJE Y ESTEREOLITOGRAFÍA

**Título del Proyecto:** “ Análisis del error dimensional en la reproducción de una mandíbula disecada utilizando técnicas de impresión 3D de modelado por deposición fundida a partir de una adquisición de Cone Beam (CBCT), tecnologías disponibles en la Facultad de Arquitectura y Urbanismo y Facultad de Odontología de la Universidad de Chile.”

**Investigador Principal:** Dr. Sebastián Andreas Schott Börger

**Sede de Estudio:** Facultad de Odontología, Universidad de Chile – Sergio Livingstone 943 – Independencia, Santiago.

**Nombre del Donante:**

.....  
Este documento de Consentimiento Informado se aplicará a pacientes mayores de 18 años, con indicación de extracción de terceros molares, y consta de dos partes:

- Información (proporciona información sobre el estudio para usted).
- Formulario de Consentimiento (para firmar si está de acuerdo en participar). Ud. recibirá una copia completa del Documento de Consentimiento Informado.

Mi nombre es Sebastián Schott y soy académico de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile. Estoy realizando una investigación de la cual le proporcionaré información y a la que lo invitaré a participar. No tiene que decidir hoy si lo hará o no. Antes de tomar su decisión puede hablar acerca de la investigación con cualquier persona de su confianza. Este proceso se conoce como Consentimiento Informado y puede que contenga términos que usted no comprenda, por lo que siéntase con la absoluta libertad para preguntar sobre cualquier aspecto que le ayude aclarar sus dudas al respecto. Una vez aclarada todas sus consultas y después que haya comprendido los

objetivos de la Investigación y si desea participar, se le solicitará que firme este formulario.

### **Justificación de la Investigación**

Hoy existe la tecnología suficiente para elaborar modelos plásticos de partes del esqueleto humano como réplicas exactas a partir de un scanner dental. Es necesario evaluar el error dimensional de la técnica en desarrollo y para ello se requiere en un momento de la investigación la colocación de porciones pequeñas de dientes sobre algunas estructuras para utilizarlas como referencia. Estas porciones deseamos obtenerlas de dientes extraídos (*ex vivo*), es la razón por la que lo hemos contactado pues sabemos que usted será intervenido para hacerse la exodoncia de sus terceros molares y quisiéramos solicitarle contribuir a esta investigación donándonos sus piezas dentarias.

### **Objetivo**

La presente investigación tiene por objetivo establecer el error dimensional de la tecnología CBCT-CAD-RP disponibles en la Facultad de Odontología y Facultad de Arquitectura y Urbanismo de la Universidad de Chile para reproducir una mandíbula humana disecada.

### **Beneficios**

Usted aportará a evaluar un proceso de fabricación de modelos de alta precisión que facilitan, por ejemplo, una correcta planificación quirúrgica en cirugías de resección tumoral o la fabricación de guías de posicionamiento de implantes dentales. Usted ayudará en el progreso de la ciencia, tanto a nivel nacional como internacional.

### **Tipo de Intervención y Procedimiento**

Si usted decide participar y donarnos sus dientes, ellos le serán extraídos mediante un procedimiento quirúrgico habitual realizado en los pabellones de nuestra facultad por el cirujano de su elección, quien le dará las indicaciones del protocolo quirúrgico. Una vez extraídos los dientes, ellos serán almacenados en soluciones antisépticas para ser posteriormente utilizados en el presente estudio. Sin embargo, debe usted saber que en la pulpa de los dientes se han descubierto múltiples tipos de células madres que pueden ser conservadas bajo un protocolo específico y permitirle potencialmente en el futuro, regenerar alguno de sus tejidos. Actualmente, este procedimiento **no** se realiza en Chile, pero si en el extranjero, procedimiento por el cual se debe pagar. Al donar su diente usted no podrá guardar células madres.

### **Riesgos y efectos adversos**

Usted debe estar atento a las indicaciones del cirujano, pues los posibles efectos adversos corresponden únicamente al procedimiento de extracción y son los mismos que podrían ocurrir si usted no donara sus dientes a alguna

investigación. No se efectuará ninguna maniobra adicional destinada sólo al estudio, por lo tanto no existe un riesgo adicional para usted al donar su o sus molares.

### **Criterios para selección de los participantes en el estudio**

Los criterios de inclusión serán: pacientes con indicación de extracción de terceros molares, cuyos terceros molares estén sanos.

Los criterios de exclusión serán: pacientes con indicación de extracción de terceros molares, cuyos terceros molares estén con caries, restaurados o fracturados.

### **Confidencialidad y difusión de datos.**

Toda su información personal y datos sensibles serán desvinculados de su pieza dentaria. Los dientes serán manejados con los datos completamente anonimizados y jamás se realizarán análisis genéticos sobre las células de estos órganos. Ellos serán usados exclusivamente para esta investigación en los tejidos duros del diente. Los resultados emanados de este estudio podrán ser publicados en revistas científicas.

### **Aclaraciones**

- € La participación es completamente voluntaria.
- € No habrá ninguna consecuencia desfavorable para usted, en caso de no aceptar donar sus dientes.
- € Si usted decide puede arrepentirse de la donación
- € No tendrá que efectuar gasto alguno como consecuencia del estudio, pero tampoco recibirá pago por su donación.
- € Usted podrá solicitar información actualizada sobre el estudio, al investigador responsable.
- € Si considera que no existen dudas ni preguntas acerca de su participación, puede, si lo desea, firmar la Carta de Consentimiento Informado anexa al documento.

## Carta de Consentimiento Informado

A través de la presente, declaro y manifiesto, libre y espontáneamente y en consecuencia acepto que:

1. He leído y comprendido la información anteriormente entregada y mis preguntas han sido respondidas de manera satisfactoria.
2. Tengo conocimiento del procedimiento a realizar.
3. Conozco los beneficios de participar en la Investigación.
4. Además de esta información que he recibido, seré informado(a) en cada momento y al requerimiento de la evolución de mi proceso, de manera verbal y/o escrita si fuera necesaria y al criterio del investigador.
5. En caso de cualquier duda puede acudir al Dr. Sebastián Schott Börger, Olivos 943 los días miércoles de 8:30 – 13:00 o vía telefónica al 22978 5079 o dirigirse a la Dra. María Angélica Torres, Presidente del Comité Ético Científico, Facultad de Odontología, Universidad de Chile al correo electrónico [cec.fouch@odontologia.uchile.cl](mailto:cec.fouch@odontologia.uchile.cl), fono: 2 2978 1703.

Doy mi consentimiento al investigador y al resto de colaboradores, a realizar el procedimiento pertinente, PUESTO QUE SE QUE ES POR MI PROPIO INTERÉS.

Fecha: \_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Nombre y Firma del Donante:

---

Fecha.: / /

Nombre y firma del Investigador que toma el C.I.

---

Fecha.: / /

Nombre y Firma del investigador Principal

---

Fecha.: / /

Nombre Director Centro donde se realiza la Investigación o de su representante.

---

## Anexo 2

Tabla comparativa entre las distintas metodologías de adquisición volumétrica y prototipado rápido encontradas en la literatura, con sus respectivos resultados.

Autor	Método de adquisición volumétrica	Tecnología de RP	Estructuras comparadas	Diferencia media aritmética (mm)	Diferencia media relativa (%)
<b>Barker (1994)<sup>(43)</sup></b>	TC médica	SLA	Cráneo aislado v/s modelo físico.	0.85	0.6 a 3.6
<b>Berry (1997)<sup>(44)</sup></b>	TC médica	SLS	2 cráneos aislados, niño y adulto v/s sus respectivos modelos físicos.	$0.7 \pm 0.9$	No aplica
<b>Bouyssié (1997)<sup>(38)</sup></b>	TC médica	SLS	2 mandíbulas aisladas v/s sus modelos físicos.	$0.06 \pm 0.04$	*Promedio de exactitud dimensional de un 97.9%
<b>Asami (2001)<sup>(45)</sup></b>	TC médica	SLS	Cráneo aislado v/s su modelo 3D y físico.	No aplica	Estructura ósea v/s 3D: 2.16.

					Estructura ósea v/s RP: 0.63
<b>Choi (2002)<sup>(29)</sup></b>	TC médica	SLA	Cráneo y mandíbula aislados v/s sus modelos virtuales y físicos.	Estructura ósea v/s 3D: 0.49 ± 0.34.	0.65 ± 0.53
				3D v/s RP: 0.57 ± 0.62.	0.82 ± 0.52
				Estructura ósea v/s RP: 0.62 ± 0.35	0.56 ± 0.39
<b>Chang (2008)<sup>(46)</sup></b>	TC médica	SLA	Cráneos no aislados con sus respectivos modelos físicos.	1.5	2.1
<b>Silva (2008)<sup>(40)</sup></b>	TC médica helicoidal	SLS y 3DP	Cráneo aislado v/s 2 modelos físicos.	SLS: 0.89	SLS: 2.10
				3DP: 1.07	3DP: 2.67

<b>Ibrahim (2009)<sup>(2)</sup></b>	TC médica helicoidal	SLS, 3DP y SFP	1 mandíbula aislada v/s 3 modelos físicos.	SLS: 0.9	1.79
				3DP: 1.44	3.14
				SFP: 1.23	2.14
<b>El-Katatny (2010)<sup>(47)</sup></b>	TC médica	FDM	Cráneo y mandíbula aislados v/s sus respectivos modelos	Cráneo: 0.108 ± 0.048	0.24 ± 0.16
				Mandíbula: 0.079 ± 0.031	0.22 ± 0.11
<b>Salmi (2013)<sup>(30)</sup></b>	TC médica	SLS, 3DP y SFP	Mandíbula aislada v/s 3 modelos	SLS: 0.93 ± 0.38	0.79 ± 0.26
				3DP: 0.77 ± 0.51	0.67 ± 0.43
				SFP: 0.20 ± 0.13	0.18 ± 0.13
<b>Maschio (2015)<sup>(28)</sup></b>	CBCT	FDM	Mandíbula aislada v/s modelo	0.37	Distancias mayores a 12 mm: 0.93  Distancias menores: 3.76