

Universidad Católica de Santa María
Facultad de Odontología
Escuela Profesional de Odontología



**“CONFECCIÓN DE PRÓTESIS MAXILOFACIAL ÓSEA, IN SILICO, A
PARTIR DE LA IMPRESIÓN 3D A TRAVÉS DE LA TOMOGRAFÍA CONE
BEAM, AREQUIPA 2019”**

Tesis presentada por la Bachiller:
Gutierrez López, Danny

Para optar el Título Profesional de:
Cirujano Dentista

Asesor:
Obando Pereda, Gustavo Alberto

**Arequipa – Perú
2019**

UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARIA
UPR. SAN JOSE S/N - UMACOLLO

DR ENRIQUE DE LOS RIOS FERNANDEZ

BOLETA DE DICTAMEN DE BORRADOR DE TESIS Nro 126

Vista la solicitud que presenta don (ña **DANNY GUTIÉRREZ LÓPEZ**, sobre el dictamen de la Tesis titulada **CONFECCIÓN DE PRÓTESIS MAXILOFACIAL ÓSEA POR IMPRESIÓN 3D A TRAVÉS DE LA TOMOGRAFÍA CONE BEAM, AREQUIPA 2019**". y en concordancia con la Ley Universitaria 30220, y el Art. 13 del Reglamento de Grados y Títulos de la Facultad de Odontología, se nombra el JURADO DICTAMINADOR para que en el lapso de ocho a diez días, se sirvan evaluar el dictamen correspondiente

DR HUGO TEJADA PRADELL
DR ENRIQUE DE LOS RIOS FERNANDEZ
DRA LENIA CACERES BELLIDO

Arequipa, 05 DE DICIEMBRE del 2018

UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARÍA

DR. HERBERT GALLEGOS VARGAS
Decano de la Facultad de Odontología

INFORME

*Se Decano de la Facultad de Odontología
después de haber revisado el presente Borrador
de tesis y realizar las correcciones sugeridas
se procede a aprobarlo para que continúe
con el trámite correspondiente*

Atentamente

Arequipa, 2018 12-12

(5154) 251210

(5154) 252542

ucsm@ucsm.edu.pe

http://www.ucsm.edu.pe

0036647 -

UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARIA
URB. SAN JOSE S/N - UMACOLLO

DR HUGO TEJADA PRADELL

BOLETA DE DICTAMEN DE BORRADOR DE TESIS Nro 126

Vista la solicitud que presenta don (ña DANNY GUTIÉRREZ LÓPEZ, sobre el dictamen de la Tesis titulada **CONFECCIÓN DE PRÓTESIS MAXILOFACIAL ÓSEA POR IMPRESIÓN 3D A TRAVÉS DE LA TOMOGRAFÍA CONE BEAM, AREQUIPA 2019**". y en concordancia con la Ley Universitaria 30220, y el Art. 13 del Reglamento de Grados y Títulos de la Facultad de Odontología, se nombra el JURADO DICTAMINADOR para que en el lapso de ocho a diez días, se sirvan evaluar el dictamen correspondiente

DR HUGO TEJADA PRADELL
DR ENRIQUE DE LOS RIOS FERNANDEZ
DRA LENIA CACERES BELLIDO

Arequipa, 05 DE DICIEMBRE del 2018

UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARÍA

DR. HERBERT CALLEGOS VARGAS
Docente de la Facultad de Odontología

INFORME *St. Decano:*

Hubicudose realizado los cambios o mejoras sugeridos por el jurado, siempre con el dictamen favorable al presente trabajo de investigación a fin de que continúe con su proceso de acuerdo a la normatividad

Atentamente

Dr. H. Tejeda Pradel

Adjunto: Ejemplar con enmiendas sugeridas.

Arequipa, 2018 *Diciembre - 13*

UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARIA
URB. SAN JOSE S/N - UMACOLLO

DRA LENIA CACERES BELLIDO

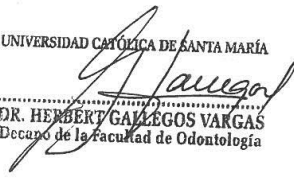
BOLETA DE DICTAMEN DE BORRADOR DE TESIS Nro 126

Vista la solicitud que presenta don (ña **DANNY GUTIÉRREZ LÓPEZ**, sobre el dictamen de la Tesis titulada **CONFECCIÓN DE PRÓTESIS MAXILOFACIAL ÓSEA POR IMPRESIÓN 3D A TRAVÉS DE LA TOMOGRAFÍA CONE BEAM, AREQUIPA 2019**". y en concordancia con la Ley Universitaria 30220, y el Art. 13 del Reglamento de Grados y Títulos de la Facultad de Odontología, se nombra el JURADO DICTAMINADOR para que en el lapso de ocho a diez días, se sirvan evaluar el dictamen correspondiente

DR HUGO TEJADA PRADELL
DR ENRIQUE DE LOS RIOS FERNANDEZ
DRA LENIA CACERES BELLIDO

Arequipa, 05 DE DICIEMBRE del 2018

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTA MARÍA


DR. HERBERT GALLEGOS VARGAS
Decano de la Facultad de Odontología

INFORME

*Reservado el dictamen de tesis
se de para a la sustentación*

Atentamente

[Signature]

Arequipa, 2018 *14 de diciembre del 2018*

LL

(5154) 251210

(5154) 252542

ucsm@ucsm.edu.pe

http://www.ucsm.edu.pe

0036641 -

DEDICATORIA

A Dios por darme la oportunidad de vivir y por estar conmigo en cada paso que doy, por fortalecer mi corazón e iluminar mi mente y darme fuerzas para seguir con mis metas, por haber puesto en mi camino a aquellas personas maravillosas que han sido mi soporte y compañía durante todo el periodo de mi estudio.

A mi Padre que desde el Cielo guía mis pasos, te amo y extraño cada día.

A mi Madre por darme la vida, sus oraciones, consejos, valores, por la motivación constante que me ha permitido ser una persona de bien, pero más que nada por su amor incondicional.

A mi bella familia, Andrea, Gabriel, Rafaella, todo es por ustedes amados hijos. Ustedes fueron mi principal motivo para seguir con este proyecto tan hermoso que fue culminar mi carrera.

A cada uno de mis hermanos, (a) por los ejemplos de perseverancia y constancia que les caracterizan y me han transmitido siempre, por darme mucha fortaleza y no rendirme jamás y salir a delante y brindarme amor y cariño.

A cada uno de mis Docentes, por compartir sus conocimientos y impulsar el desarrollo de mi formación profesional.

Mi sobrina, Sheyla vargas, para que vea en mi un ejemplo a seguir.

A todos mis amigos (a) y familiares que fueron mis pacientes en Clínica Odontológica

AGRADECIMIENTOS

A Dios por que hizo posible estudiar mi segunda carrera.

A mis hijos:

Andrea Vergel Gutiérrez por su apoyo incondicional en cada momento difícil, en el cual ella se hizo presente para levantarme con su cariño y amor. Te amo hija.

Gabriel y Rafaella Vergel Gutierrez que con su amor y cariño fueron mi motor y motivo día a día.

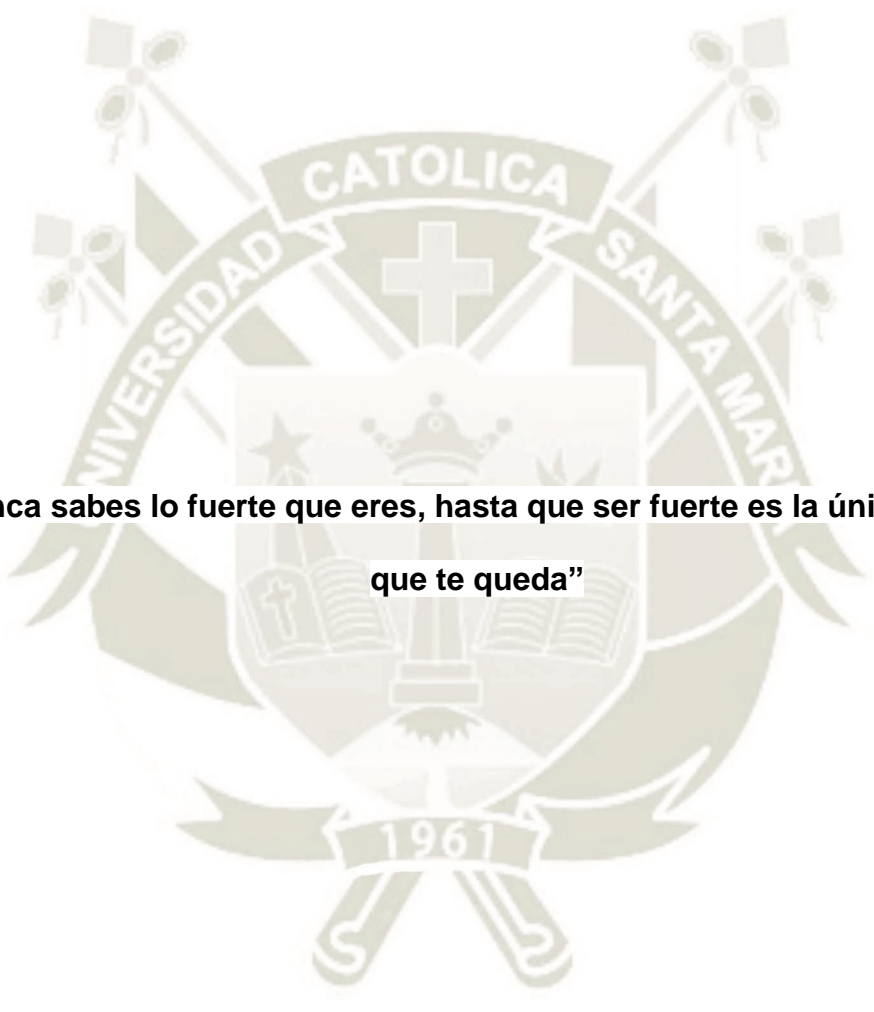
A mi asesor Dr. Gustavo Obando Pereda, por su apoyo incondicional, paciencia, dedicación y por darme la oportunidad de formar parte de este gran proyecto piloto en el Perú de desarrollo de prótesis maxilofaciales.

A la familia Vergel Oporto, especialmente a la Sra. Lilia, por su apoyo incondicional, al Sr. Ricardo, Renato, por darme el soporte durante todos estos años.

A mi sobrina querida Sheyla Vargas, por su apoyo incondicional

Al Vicerrectorado de Investigación de la Universidad Católica de Santa María por confiar y creer en mí en el desarrollo de mi tesis.

A cada uno de mis docentes por compartir sus conocimientos y a todas esas maravillosas personas que Dios me puso en mi camino.



**“Nunca sabes lo fuerte que eres, hasta que ser fuerte es la única opción
que te queda”**

Bob Marley

ÍNDICE

RESUMEN

ABSTRACT

INTRODUCCION

CAPÍTULO I

PLANTEAMIENTO TEÓRICO

1.- PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	2
1.1 Determinación del problema.....	2
1.2 Enunciado.....	2
1.3 Descripción del problema.....	2
1.4 Justificación	4
2. OBJETIVOS.....	5
3. MARCO TEORICO	6
3.1 Fracturas maxilofaciales	6
3.2 Prótesis maxilofaciales.....	8
3.3 Tomografía Computerizada (CT)	9
3.3.1. CBCT (Cone Beam CT) o CT de Haz de cono.....	10
3.4 Revisión de Antecedentes de Investigación	21
4. HIPOTESIS.....	25
CAPÍTULO II	26
PLANTEAMIENTO OPERACIONAL	26
1. TECNICAS, INSTRUMENTOS Y MATERIALES DE VERIFICACION	27
1.1 Técnica	27
1.2 Instrumentos	27
1.3 Materiales	27
2. CAMPO DE VERIFICACIÓN	28
3. PROCEDIMIENTO	28

4. RECURSOS	36
4.1 Recursos económicos	36
4.2 Recursos humanos	36
4.3 Recursos físicos.....	36
4.4 Recursos Institucionales	36
5. ESTRATEGIA DE RECOLECCIÓN DE DATOS	37
5.1 Preparación de las unidades de estudio.....	37
5.2 Organización.....	37
6. ESTRATEGIA PARA MANEJAR RESULTADOS.....	37
6.1 Nivel de sistematización.....	37
6.2 Estudio de los datos.....	37
CAPÍTULO III.....	38
RESULTADOS	38
DISCUSIÓN.....	44
CONCLUSIÓN.....	46
RECOMENDACIONES.....	47
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	48
ANEXO.....	52

RESUMEN

Esta investigación tuvo como objetivo de demostrar que se puede obtener prótesis maxilofaciales para reemplazar tejido óseo perdido por medio de tomografías e impresoras 3D.

Se trata de un estudio experimental en el cual se utilizó un cráneo donde se le hicieron 3 osteotomías, en la calota en el parietal izquierdo, apófisis temporal del maxilar y la apófisis zigomática, simulando traumatismos en el cráneo facial. Siendo así, fue adquirida las imágenes 3D por Tomografía Cone Beam para luego analizar las estructuras dañadas. Seguidamente, el formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine / Imagen Digital y Comunicación en Medicina) del estudio fue transformado en sólido utilizando el programa InVesalius para luego trabajarlo en el programa Blender donde se duplicó el cráneo, se espejó y se rellenaron las partes óseas faltantes donde se trataron para su posterior impresión.

Utilizando el programa PreForm, fueron colocadas las estructuras y fueron impresas en la impresora 3D FormLabs Form 2 donde se obtuvieron las estructuras en sólido. Se esperó a que se polimerizaran para luego colocarlas en las zonas óseas faltantes del cráneo.

Se puede concluir que es factible de realizar prótesis maxilofaciales óseas por impresión 3D utilizando imágenes tomográficas, programas de uso libre e impresoras 3D de escritorio, con un alto grado de precisión.

Palabras clave

Prótesis maxilofacial, impresión 3D

ABSTRACT

The aim of this research was to prove that bone maxillofacial prostheses can be obtained through tomographies and 3D printers.

This is a descriptive study in which a skull was used where 3 osteotomies were performed, in the left parietal calotte, temporal maxillary process and the zygomatic apophysis, simulating traumatismos in the facial skull. This being the case, the 3D images were acquired by cone beam tomography to later analyze the damaged structures. Next, the DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) format of the study was transformed into a solid using the InVesalius program and then worked on in the Blender program where the skull was doubled, the missing bony parts were mirrored and refined where they were treated for later printing.

Using the PreForm program, the structures were placed and printed on the 3D FormLabs Form 2 printer where the solid structures were obtained. We waited for them to polymerize and then place them in the missing bony areas of the skull.

It concludes that it is feasible to perform bone maxillofacial prostheses by 3D printing using tomographic images, free-use programs and desktop 3D printers, with a high degree of precision.

Keywords

Maxillofacial prostheses, 3D prints

INTRODUCCION

La Tomografía Cone Beam es una herramienta que ayuda a planificar las cirugías correctivas en el cráneo-facial, es así que muchas especialidades de la Odontología, como la cirugía máxilo-facial, implantología, periodoncia, endodoncia, ortodoncia, la utilizan. Esta herramienta, visualiza en tres dimensiones el cráneo del paciente para un mejor planeamiento del proceso odontológico, y una mejor rehabilitación.

La Tomografía Cone Beam, ejecuta la visualización en tres dimensiones en el formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), este formato en sí, es compatible con programas especializados en ingenierías para el diseño de piezas mecánicas para su posterior confección en tornos especializados. Es así, que una imagen Tomográfica puede ser impresa en sólido, obteniendo así una estructura en tercera dimensión, lo que ayudaría en los procedimientos odontológicos.

La impresión en 3D, ha venido siendo muy utilizada para la confección de piezas de ingeniería por su alta precisión en su confección, precisión que viene desde su diseño digital, en softwares especializados, hasta su impresión en impresoras 3D de alta precisión y definición. Así, la confección de dispositivos médicos o estructuras óseas personalizadas, es posible de realizar su impresión con total precisión para su utilización con fines médicos y protésicos.

La rehabilitación de grandes defectos óseos perdidos consecuencia de extirpaciones quirúrgicas por cáncer o accidentes requiere la utilización de estructuras sólidas, producidas de titanio en su gran mayoría, cuyas presentaciones de mallas o placas son modeladas *in situ* por médicos cirujanos; por consecuencia, estos dispositivos son generalmente importados de empresas extranjeras a costos muy elevados. Es decir, que estos dispositivos no son producidos en el Perú. Es así que el proyecto, mediante la utilización de softwares especializados, se diseñarán prótesis somáticas personalizadas con la utilización de Tomografía Cone Beam, para su consecuente impresión 3D.



CAPÍTULO I
PLANTEAMIENTO TEÓRICO

1.- PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1 Determinación del problema

El presente trabajo de investigación se realiza con la finalidad de confeccionar prótesis maxilofaciales óseas utilizando la impresión 3D obtenidas a través de la Tomografía Cone Beam.

Las prótesis maxilofaciales óseas son confeccionadas habitualmente a partir de la impresión de las zonas afectadas en el mismo acto quirúrgico para la consecuente fabricación de la misma en un modelo de yeso empleando acrílicos biocompatibles tallados y modelados a mano. Así mismo, la utilización de las mallas de titanio para recubrir zonas con grandes defectos óseos preferentemente en la zona de la calota, son manipulados para sellar estos defectos, siendo que su uso, requiere su obtención a un costo elevado.

1.2 Enunciado

“CONFECCIÓN DE PRÓTESIS MAXILOFACIAL ÓSEA, IN SILICO, A PARTIR DE LA IMPRESIÓN 3D A TRAVÉS DE LA TOMOGRAFÍA CONE BEAM, AREQUIPA 2019”

1.3 Descripción del problema

a. Área del conocimiento

- **Campo:** Ciencias de la Salud
- **Área:** Odontología
- **Especialidad:** Prótesis
- **Línea o tópico:** prótesis maxilofacial

b. Operacionalización de Variables

VARIABLES	INDICADORES	SUBINDICADOR
Variable de razón Prótesis maxilofacial ósea	Diseño digital de prótesis maxilofacial CB	Precisión
	Impresión de prótesis maxilofacial 3D	

c. Interrogantes básicas

- 1) ¿Es posible el diseño de prótesis maxilofaciales óseas a partir de la Tomografía Cone Beam?
- 2) ¿Es posible la impresión 3D de los diseños digitales de prótesis maxilofaciales óseas?

d. Taxonomía de la investigación

ABORDAJE	TIPO DE ESTUDIO					NIVEL
	Técnica de recolección	Tipo de dato que planifica recoger	Número de mediciones de la variable	Numero de muestras o población	Ámbito de recolección	
Cualitativa	Experimental	Prospectivo	Longitudinal	Descriptivo	Laboratorial	Experimental

d. Tipo de investigación

- **Por el ámbito de recolección**

Se trata de una investigación donde la técnica fue laboratorial, en la Clínica Odontológica de la Universidad Católica de Santa María, en tanto supone el uso de cráneo humano como unidad de estudio.

- **Nivel de investigación.**

La presente corresponde a una investigación experimental o de comprobación de hipótesis cuyo objetivo es la explicación del problema y el estudio de sus relaciones para conocer su estructura y los aspectos que intervienen en la dinámica de las variables.

1.4 Justificación

La presente investigación justifica por varias razones:

a. Originalidad

El presente trabajo tiene una novedad específica, ya que, si bien existen estudios similares en el entorno internacional, es la primera investigación de esta índole que ha sido desarrollada en el Perú.

b. Relevancia Científica

La investigación pretende brindar metodologías y soluciones de bajo costo para individuos que han sufrido mutilaciones en el craneofacial, pudiendo ser resueltos en forma precisa con herramientas de fácil acceso y de bajo costo.

c. Relevancia contemporánea

Esta investigación es de mucha importancia ya que el cirujano dentista o especialista, debe estar capacitado en el uso de programas digitales para el diseño de estructuras anatómicas, no solo piezas dentarias, sino, estructuras óseas, de craneofacial.

d. Viabilidad

Es viable debido a que se cuenta con los equipos necesario, como Tomógrafo Cone Beam, computadoras de última generación, softwares libres e impresora 3D, equipos que cuenta la Universidad Católica de Santa María Arequipa.

e. Interés personal

De obtener el título Profesional de Cirujano Dentista, contribuyendo con el proceso investigativo de esta nueva técnica para el desarrollo y producción de prótesis maxilofaciales óseas.

2. OBJETIVOS

1. Desarrollar diseños digitales de prótesis maxilofaciales óseas a partir de la Tomografía Cone Beam.
2. Desarrollar prótesis maxilofaciales óseas por medio de impresión 3D.



3. MARCO TEORICO

3.1 Fracturas maxilofaciales

Las fracturas del tercio medio facial son unas de las patologías más frecuentes en la especialidad de cirugía y traumatología maxilofacial cuya etiología corresponde a traumatismos severos por accidentes automovilísticos, o agresiones civiles o militares, durante peleas o robos (1).

El tercio medio facial presenta una región ósea compleja; la cual comprende el maxilar superior, huesos propios de la nariz, huesos malares y temporales. Una de las regiones óseas más importante es el maxilar superior que contribuye a la formación de estructuras, como las órbitas, fosas nasales, reborde alveolar y paladar. Además esta región puede verse comprometida por fracturas de trazo unilateral (más frecuentes) y de trazo bilateral (más complejas) las cuales comprometen la estética por defectos óseos extensos (2).

Las fracturas de trazo unilateral las agrupamos en: a) complejo naso-maxilar, que comprende los huesos propios nasales y la apófisis ascendente del maxilar superior; b) complejo máxilo malar, que comprende al maxilar superior excepto su apófisis ascendente y la porción orbitaria del malar (reborde orbitario y apófisis marginal); y, c) complejo témporo-malar, que comprende a la apófisis cigomática del malar y del temporal. Teniendo en cuenta los tres complejos señalados, podemos clasificar las fracturas de trazo unilateral como sigue (3) (figura 1):

1. Fracturas del complejo naso-maxilar (pirámide nasal):
 - 1.a. Huesos propios nasales.
 - 1.b. Apófisis ascendente del maxilar superior.
2. Fracturas del complejo máxilo-malar:
 - 2.a. Antral o pared anterior del maxilar.
 - 2.b. Impactación malar.
 - 2.c. Piso de órbita (*blow-out*).
 - 2.d. Reborde alveolar (parcial o total).
 - 2.e. Dento-alveolar.

3. Fracturas del complejo témporomalar (arco cigomático):
 - 3.a. Anterior o malar.
 - 3.b. Posterior o temporal.
 - 3.c. Media (en 'M').

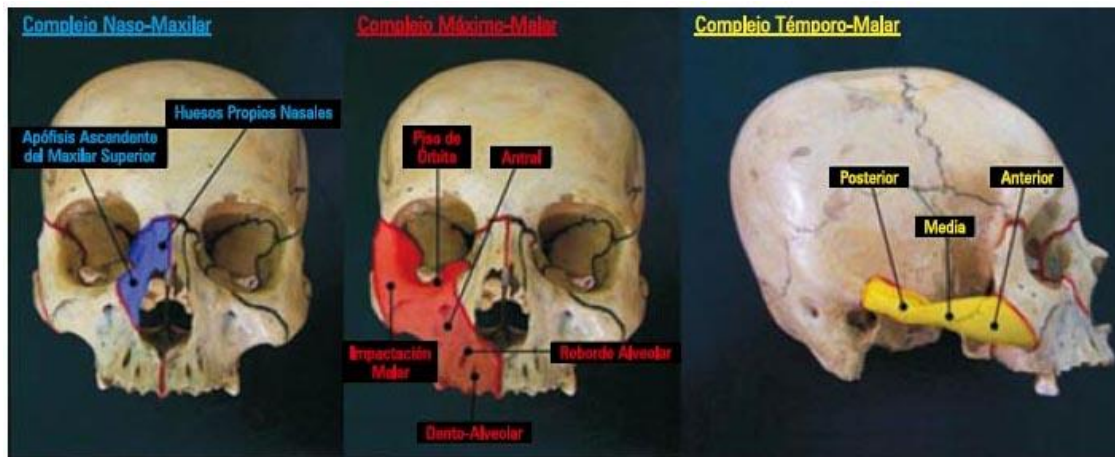


Figura N°1. Se observa las diferentes fracturas maxilofaciales que se presentan con más frecuencia (**Avello&Avello, 2007**)

Al trauma, estos tres complejos tienen relación directa con las zonas de fractura facial en el tercio medio, delimitando, así, de esta forma las estructuras óseas comprometidas y no cada hueso en particular de forma aislada (3).

El complejo máxilo-malar, es el que se afecta con gran frecuencia produciéndose una incidencia mayor la impactación malar dentro del seno maxilar. Lesiones que no se producen de forma aislada y que acompañan a la impactación malar, son: la fractura antral o de la pared anterior del maxilar, la fractura del piso de órbita, principalmente. La fractura del reborde alveolar puede afectarlo total o parcialmente, desde incisivos hasta molares, movilizándolo el segmento comprometido en bloque. La fractura dento-alveolar se produce generalmente por un traumatismo directo sobre una pieza dental, comprometiendo conjuntamente al hueso alveolar que la contiene, es decir, al moverse la pieza dental afectada se moviliza con el hueso alveolar que rodea su raíz (tabla interna - tabla externa) (1).

En la producción de este tipo de fracturas se requiere la acción de un traumatismo de regular o mayor intensidad, generalmente producida por objetos contusos, durante asaltos o agresiones; pero, en la mayoría de los casos, las causas de estas fracturas son los accidentes de tránsito (1). Las caídas en forma casual o por estado de ebriedad son causa importante, pero menos frecuentes. Se debe tener en cuenta las heridas por proyectil de arma de fuego y explosivos, como indicador del aumento de la violencia en nuestro país (1, 2).

Frecuente se presentan cerradas las fracturas del tercio medio facial producto de una combinación de varios elementos óseos fracturados. El diagnóstico se basa en el cuadro clínico, el mismo que varía según la estructura ósea afectada. Se debe tener en cuenta la edad del paciente y los signos locales propios a todo traumatismo, como el hematoma y el edema facial. Además se tendrá que confirmar por estudios imagenológicos, como radiografías del maxilar superior, senos paranasales, órbitas, base de cráneo, tomografía axial computarizada (TAC) o tomografía espiral multicorte con reconstrucción tridimensional (TEM 3-D) (4). Las TAC en 3D son las que nos dan en la actualidad una mayor claridad y nitidez para visualizar el trazo o los trazos de fractura, permitiéndonos con ello una mayor precisión en el diagnóstico, lo que permitirá acertar un material de elección para la osteosíntesis. En otras ocasiones, las tomografías nos permiten descartar lesiones óseas donde las radiografías simples no lo permiten, ya que en estas últimas hay superposición de imágenes y en algunas circunstancias pueden mostrar una imagen sugestiva de fractura donde no la hay (4).

3.2 Prótesis maxilofaciales

Los defectos óseos pueden tener tres orígenes: congénitos, traumáticos y patológicos. Así, el tratamiento protésico de los tejidos perdidos puede efectuarse siguiendo los siguientes lineamientos (5):

- Conocimientos, habilidades y experiencias en prótesis estomatológicas.
- Aplicación de determinados principios y procedimientos básicos de la prótesis máxilo-facial.
- Ingeniosidad para encontrar soluciones precisas.

- Disponibilidad de materiales para efectuar la rehabilitación.

Los traumatismos de diversa índole, causan defectos craneales y defectos complejos, conllevando a una estética comprometida causando la baja autoestima del paciente, lo que promueve la búsqueda de soluciones quirúrgicas especializadas con la utilización de biomateriales y tecnología adecuada (5).

Según Rezende (1997) las prótesis buco máxilo faciales se clasifican en prótesis internas, externas o intra-extra orales o combinadas. Las prótesis externas incluyen- prótesis intrabucuales - obturadoras (palatinas o bucofaringeanas) o mandibulares - labios, oculares, óculo-palpebrales, nasales, auriculares o facial extensa (6).

3.3 Tomografía Computarizada (CT)

Es una técnica moderna para el diagnóstico por imágenes que consiste en el uso de un haz de rayos X finamente colimado y un único detector. La fuente de rayos X y su detector están sincronizadamente conectados de tal modo que se mueven en forma única. Cuando el conjunto fuente-detector efectúa un barrido del paciente, o traslación, las estructuras internas del cuerpo atenúan el haz de rayos X según sus respectivos valores de número atómico y densidad de masa. La intensidad de radiación detectada variará, así, conformará un perfil de intensidad llamado *proyección*. Al concluir la traslación, el conjunto fuente-detector regresa a su posición de partida y el conjunto completo gira para iniciar una segunda traslación. Durante ésta, la señal del detector vuelve a ser proporcional a la atenuación del haz de rayos X de las estructuras anatómicas, de lo que se obtiene un segundo resultado de exploración (7).

Varias proyecciones se generarán si se repite este proceso varias veces las cuales serán almacenadas en un ordenador. Después, el ordenador las procesa y estudia sus patrones de superposición para reconstruir una imagen final de las estructuras anatómicas. La superposición de tales proyecciones no se produce como podría imaginarse en primera instancia (8).

El tomógrafo cone beam necesita de un generador de rayos X que trabaje en el rango de kilovoltaje, siendo soportado en una estructura anular motorizada que le permita girar alrededor del paciente emitiendo un estrecho haz de rayos X el cual atraviesa el cuerpo del paciente de forma precisa por un plano determinado y cuya radiación remanente (la que emerge del paciente) es cuantificada por sensores dispuestos ortogonalmente a la fuente. Es así como se determina la densidad de cada una de las unidades de volumen en que está teóricamente constituida la imagen 3D del corte (voxel).

Mediante un giro angular del *gantry*, tubo y detectores vuelve a estimar densidades de los *voxel* desde otro punto de vista, obviando estructuras superpuestas. En un barrido de 360°, siempre dentro del mismo plano de corte, la información generada y procesada matemáticamente (se realizan unos 250 millones de operaciones en la reconstrucción de una imagen) corresponde a la *densidad media real* de cada uno de los *voxel* de esta sección, sin ninguna superposición (7, 8).

Un pequeño desplazamiento del paciente durante la toma, basta para reiniciar el estudio de un nuevo plano. La exploración termina cuando se han obtenido suficientes cortes capaces de dar la información necesaria de la zona objeto de estudio. Con un número suficiente de cortes axiales, a veces separados entre sí por sólo 1-3 mm, el ordenador puede generar nuevas imágenes seccionales de acuerdo con otros planos del espacio (coronales o sagitales) y también realizar la reconstrucción multiplazos en tres dimensiones. Una vez obtenido el modelo 3D, éste se puede rotar en tiempo real para ser visualizado desde cualquier punto de vista (10).

3.3.1. Tomografía computarizada Cone Beam o CT de Haz de cono

Reciente y novedoso sistema de escáner enfocado al ámbito odontológico que permite al clínico adquirir imágenes volumétricas en 3D con una sola rotación del tubo y con una menor dosis de radiación. Su utilización comenzó en el campo de la radioterapia y, utilizando mega voltajes, hoy en día sigue aplicándose en este campo a través de la radioterapia guiada, que permite al oncólogo desarrollar,

simular y verificar planes de tratamiento (Pouliot, 2003). Otras aplicaciones posteriores han sido la espacial, defensa, industria automovilística, etc. (8).

Vóxel

Un vóxel es la unidad de información gráfica que define un punto en el espacio tridimensional. En comparación con un píxel (elemento de imagen) define un punto en el espacio bidimensional con sus coordenadas x e y, se necesita una tercera coordenada z. En el espacio 3D, cada una de las coordenadas se define en términos de su posición, color y densidad. Se toma como ejemplo un cubo donde cualquier punto del lado externo presenta una coordenada x, y, y la tercera coordenada z define una ubicación en el cubo desde ese lado, su densidad y su color. Con esta información y el software de renderización 3D, puede obtener y ver en su computadora una vista bidimensional desde varios ángulos de una imagen (11).

Este tipo de imagen está siendo utilizado por profesionales de la salud e investigadores para observar características del interior del cuerpo utilizando imágenes definidas por voxels y softwares de renderización 3D (11).

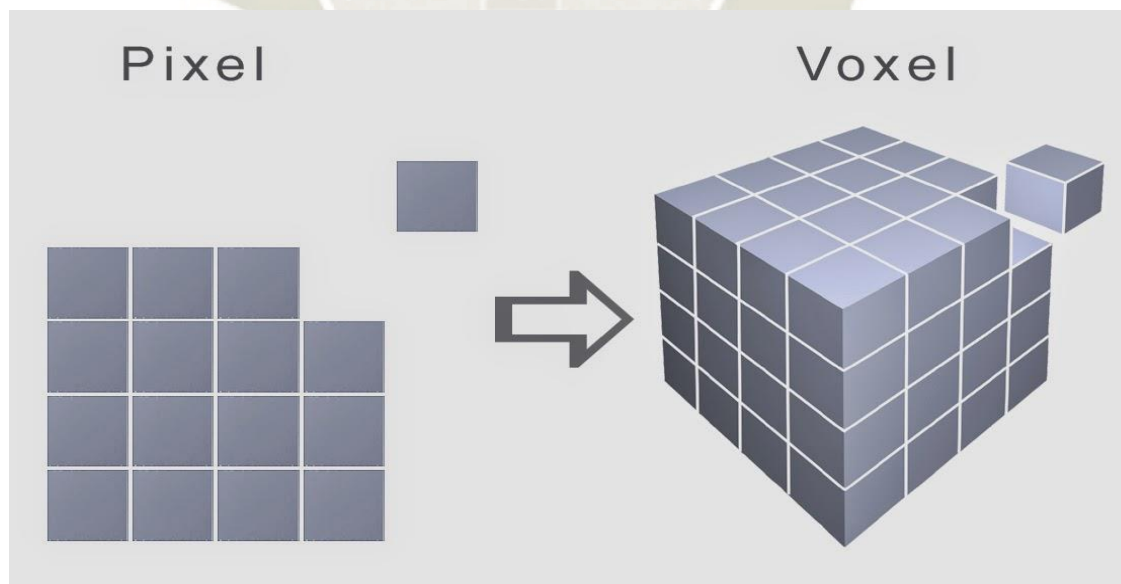


Figura N°2. Diferencia entre pixel (2 dimensiones) y voxel (3 dimensiones).

Dicom

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine / Imagen Digital y Comunicación en Medicina) es un protocolo estándar para la visualización, gestión y transmisión de imágenes médicas y datos relacionados utilizado en muchos centros hospitalarios y centros de salud públicos y privados. DICOM es el estándar internacional para comunicar y administrar imágenes y datos médicos. Su objetivo es garantizar la interoperabilidad de los sistemas utilizados para producir, almacenar, compartir, mostrar, enviar, consultar, procesar, recuperar e imprimir imágenes médicas, así como para administrar flujos de trabajo relacionados, siendo así un archivo de uso universal capaz de ser compartido en la nube para un estudio global (12).

Las imágenes médicas suelen ser un proceso no invasivo de creación de una representación visual del interior de un paciente, lo cual permite la visualización de piel, músculos y los sistemas de órganos circundantes, con fines de diagnóstico. El término no invasivo en este contexto significa que los instrumentos no se introducen en el cuerpo del paciente, en la mayoría de los casos, al realizar una exploración (7, 12).

Las imágenes médicas se utilizan para el análisis clínico, el diagnóstico y el tratamiento como parte del plan de atención del paciente. La información obtenida puede ser utilizada para diagnosticar y/o identificar anomalías anatómicas y fisiológicas, y así trazar un posible plan de tratamiento el cual va a proporcionar a los médicos una base de datos de exploraciones de pacientes normales para referencia posterior (7, 12). tratamiento

Los sistemas de información de imágenes, de conformidad con DICOM, han eliminado en gran medida la necesidad de imágenes basadas en películas y el almacenamiento físico de estos elementos. En su lugar, en estos días, las imágenes médicas, así como los datos no relacionados con la imagen, se pueden almacenar de forma segura digitalmente, ya sea en las instalaciones o en la nube (13).

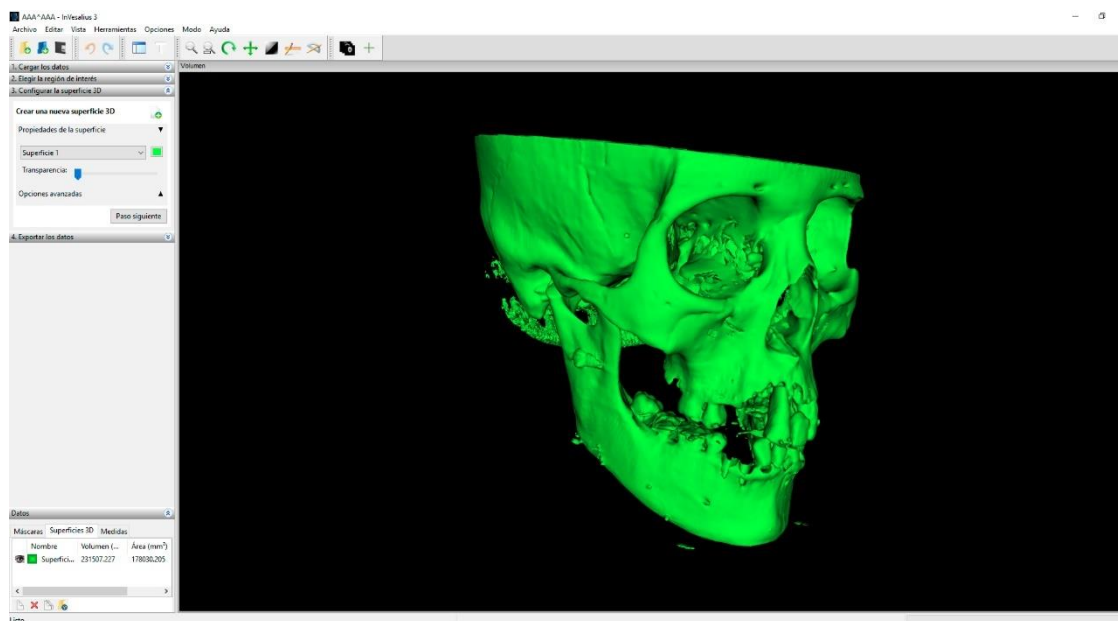


Figura N°3. Representación gráfica de un sólido en formato Dicom.

Archivo STL

El formato de archivo STL es un archivo de transmisión de datos estándar por excelencia de la industria de creación de prototipados rápidos. Basados en los voxels de examen segmentado, es generado una superficie poligonal, constituida por una malla de triángulo no uniformes (mesh) siendo este guardado en formato estereolitográfico STL. Este formato tiene como prioridad almacenar las coordenadas de los vértices de los triángulos, permitiendo que sea abierto por programas de edición 3D como SolidWorks, Blender, Rhinoceros, para la construcción de modelos 3D (14).

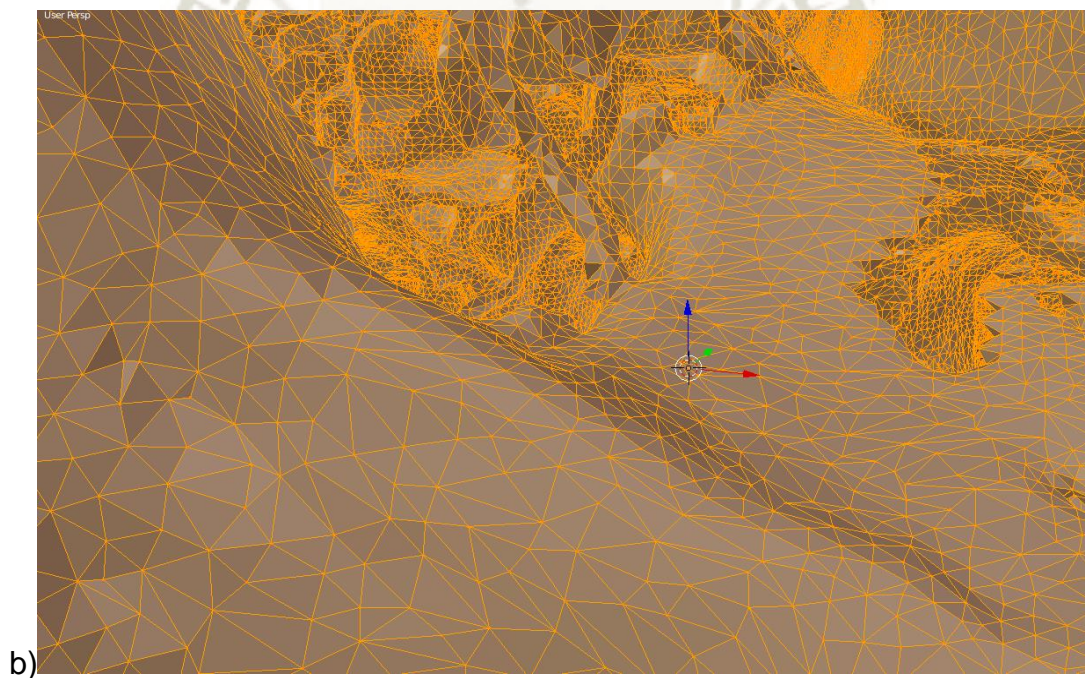
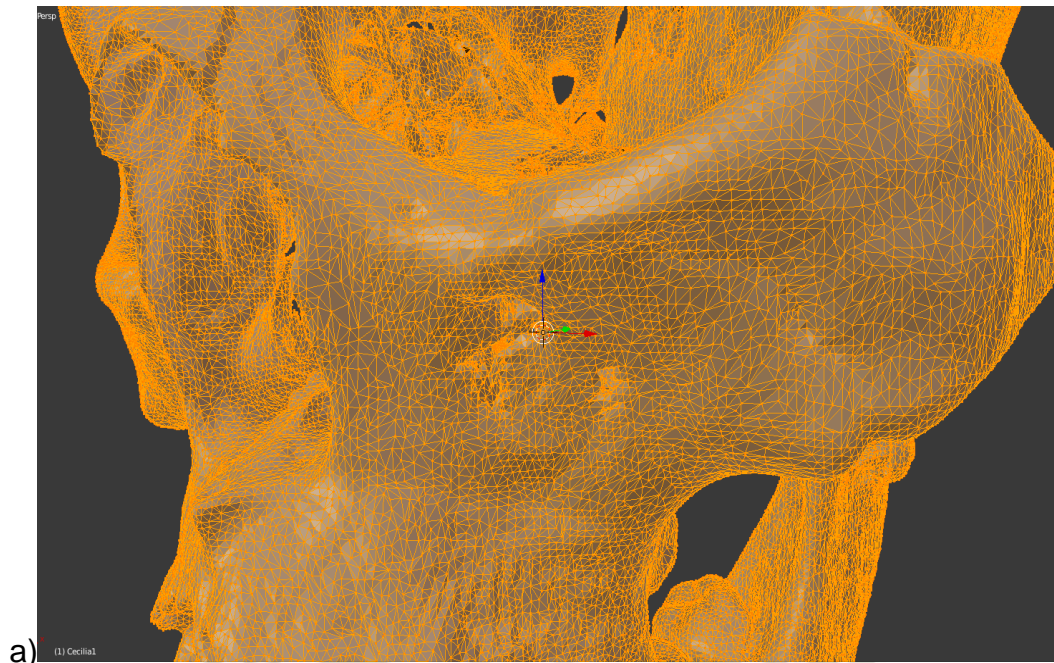


Figura N°4. a) Generación de superficie poligonal (mesh) en todo el sólido. b) Obsérvese la estructura en una parte del sólido.

InVesalius

InVesalius es un software libre, cuya licencia es la GNU General Public License versión 2. Esto permite que investigadores y desarrolladores de universidades y centros de investigación de todo el mundo ayuden en el desarrollo, y aún apliquen sus temas de investigación e interés en este desarrollo. El software es desarrollado enteramente en el lenguaje de programación Python (15).

El programa InVesalius selecciona archivos de imágenes médicas que pueden ser en el formato DICOM o Analyze de dan soporte a las imágenes obtenidas de los tomógrafos y resonancias magnéticas. Esto permite que las imágenes sean convertidas en matrices de 3 dimensiones. Esta estrategia permite que los archivos de los exámenes médicos con gran cantidad de cortes puedan ser leídos con gran nitidez (15).

Después de la apertura de las imágenes, el usuario tiene acceso a la visualización del examen y varias herramientas. Es posible visualizar el examen recorriendo todos los cortes en las orientaciones axial, sagital y coronal y una reconstrucción tridimensional (15).

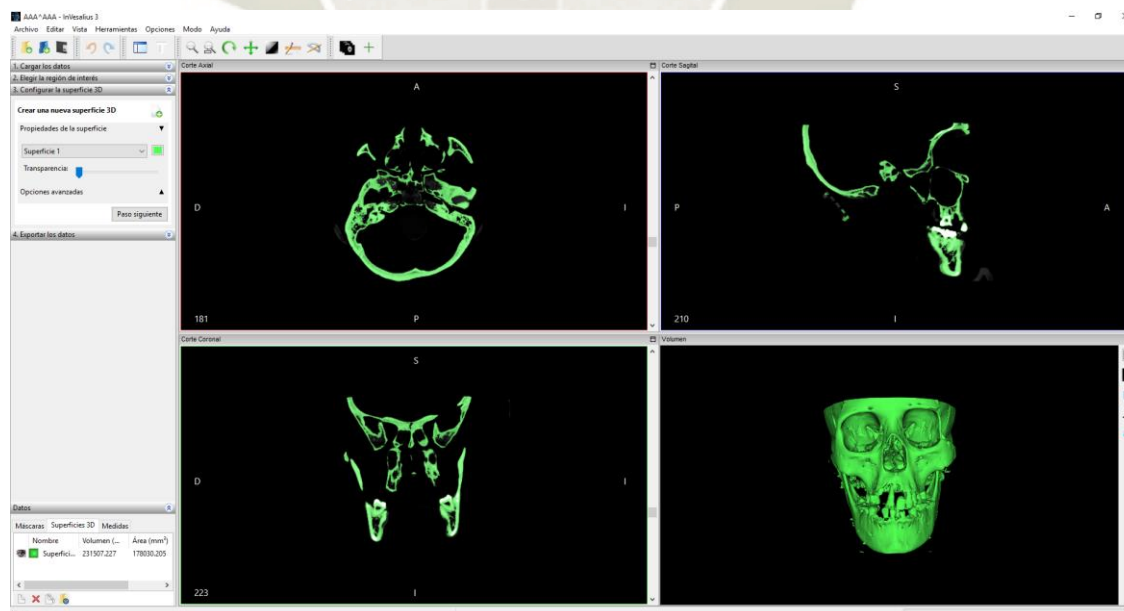


Figura N°5. Software Invesalius donde se muestra el área de trabajo presentando cortes sagitales, coronales, frontales y la estructura en 3D

Segmentación por imágenes

El programa InVesalius puede seleccionar partes óseas por medio de una herramienta de selección la cual dibuja el área seleccionada siendo capaz de obtener el objeto de estudio en cuestión, apartándola de todo el examen imagenológico o por el método de thresholds (15).

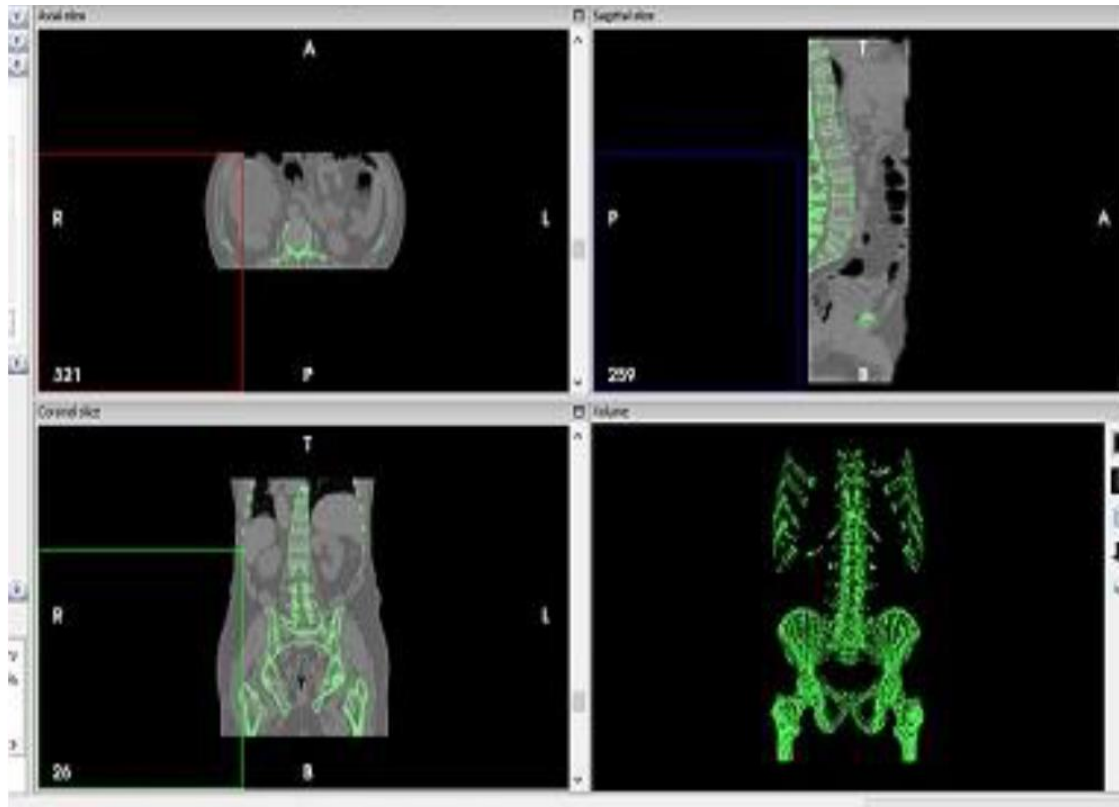


Figura N°6. El software InVesalius permite la selección de partes a criterio del profesional en la cual se puede obtener el sólido de la región de interés.

Superficie 3D

Después de seleccionar la región de interés se puede exportar la superficie en 3D para la posterior visualización, pudiendo ser exportado en formatos de manejo digital por medio de triángulos lo cual permite la posterior impresión física por medio de prototipajes rápidas (15).

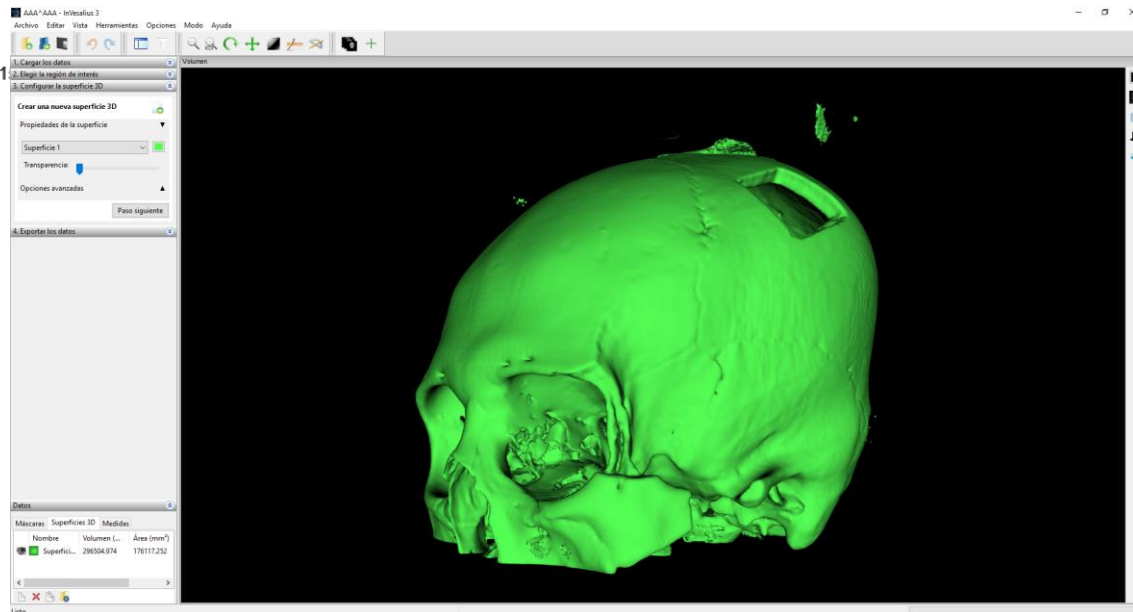


Figura N°7. El software Invesalius obtiene con gran nitidez, aun mayor que el software del propio tomógrafo, el sólido en 3D.

Visualización volumétrica

Utiliza la técnica RayCasting (para cada pixel del monitor es trazado un rayo de luz en dirección al objeto) El color del pixel será basado en el color y transparencia de cada voxel interceptado por el rayo de luz (15).

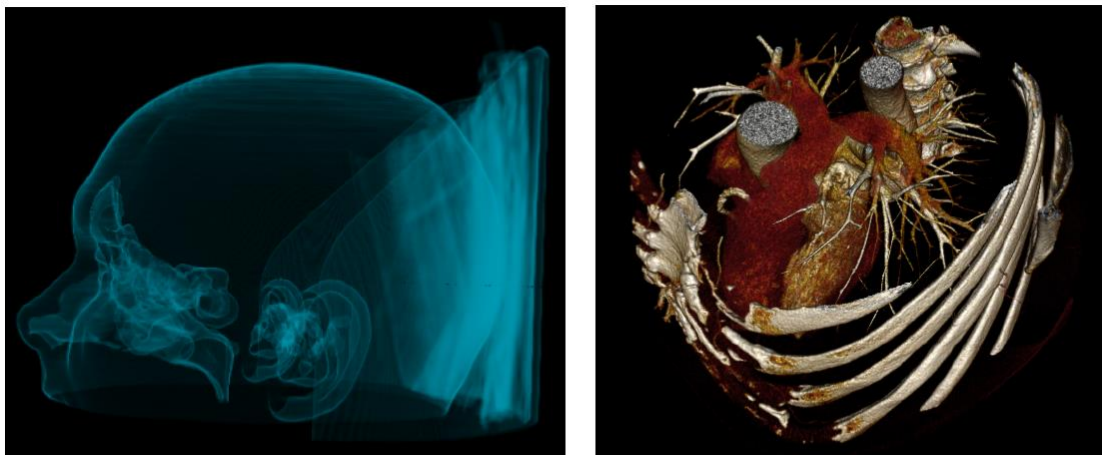


Figura N°8. El software Invesalius, además de realizar una selección de la región de interés, puede realizar la asignación de colores de la misma.

Blender

Blender, es una herramienta de computación gráfica completa y multiplataforma que posibilita al usuario realizar trabajos de modelaje en 3D, animación y renderización. Con este programa, el usuario puede generar escenas estáticas de alta calidad gráfica, vídeos y animaciones profesionales o hasta aplicaciones interactivas utilizando un módulo específico llamado “Game Engine” (16).

La interfaz gráfica del blender es básicamente formada por una barra de menús en la parte superior, el área de trabajo en la parte central y un panel inferior, dividido por varias ventanas compuesta por diversas herramientas con diferentes opciones de utilización. El área de trabajo presenta un cubo localizado en el centro del área de trabajo, una cámara y una fuente de iluminación (16).

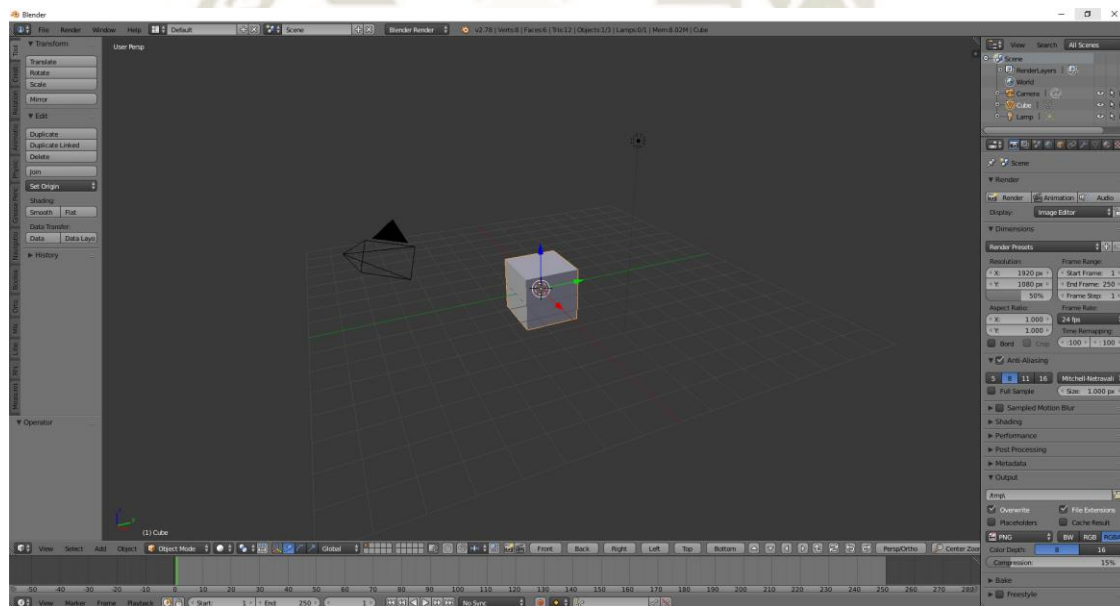


Figura N°9. Área de trabajo del software de diseño en 3D Blender. Este muestra un cubo para realizar el diseño.

OrtogOnBlender

Es una add-on de planeamiento de cirugía ortognática creado por Cícero Moraes y Everton da Rosa. Este funciona sobre blender escrito en el lenguaje de programación Python. Este posee un conjunto de comandos secuenciales que fueron organizados y programados para facilitar el planeamiento quirúrgico de

cirugía ortognática brindando al especialista además de las soluciones nativas del propio blender, otro tipo de herramientas que se pueden comunicar con programas externos para ampliar las potencialidades de este programa.

Impresión 3D

La impresión 3D, también conocida como "fabricación aditiva", es un método para crear objetos físicos a partir de diseños digitales. Las impresoras 3D construyen objetos a partir de muchas capas muy finas de material; el tipo de material de que están hechos los objetos y cómo se unen las capas depende del tipo de impresora. Hay dos Tipos principales, sinterización por láser y deposición (17).

Una impresora de sinterización láser utiliza material en polvo como base para imprimir nuevos objetos. Un láser dibuja la forma del objeto en el polvo, fusionándolo. Luego se coloca una nueva capa de polvo y el proceso se repite, acumulando capa tras capa para formar el objeto. La sinterización por láser se puede utilizar para crear piezas de plástico, cerámica y metal. Como señaló Griffey, en las impresoras de sinterización por láser, "el grado de detalle disponible para la estructura está limitado solo por la finura del polvo y la precisión del láser" es posible crear estructuras detalladas y delicadas con este tipo de impresora (18).

Una impresora de deposición utiliza un cabezal de impresión similar a una impresora de inyección de tinta. El plástico caliente se extruye desde el cabezal de impresión a medida que se mueve, dejando capas delgadas del objeto. A medida que el plástico se enfría, se endurece, creando la forma final del objeto. Este tipo de impresora es mucho más común y económico que el tipo de sinterización por láser. Estas impresoras pueden usar una variedad de plásticos y, dependiendo del costo y la complejidad de la impresora, pueden tener características adicionales, como varios cabezales de impresión (19).

DLP La impresión por procesado de luz directa (del inglés Direct Light Processing - DLP) consiste en enviar un haz de luz a toda una zona de impresión

simultáneamente en vez de seguir una ruta como en la SLA. Esta luz requiere proyectarse durante un espacio de tiempo determinado para conseguir una curación de resina que cumpla con unas determinadas especificaciones de espesor. Para poder seleccionar las zonas de la muestra de resina que se deben curar y las que permanecen intactas se aplica un filtro intermedio mediante una pantalla LCD o similar para conseguir proyectar una imagen sobre la resina en vez de hacer un barrido sobre ella. [3] Una de las diferencias principales es que mientras que en los sistemas que funcionan mediante la SLA se provoca la curación de la capa superior de la piscina de resina, en la DLP se cura la capa inferior, de modo que el proceso de impresión podría decirse que es inverso. En vez de imprimir la pieza mientras ésta se sumerge en una piscina de resina, la pieza se va generando mientras brota de una cubeta de resina. Ésta es la principal ventaja respecto a la SLA y a su vez el mayor inconveniente. [2] Como la pieza se crea sobre la capa inferior de la resina y luego asciende quedando en contacto con el aire, no es necesaria una gran cantidad de resina para hacer el proceso, de modo que se reducen las mermas. En contrapartida, como hay que levantar la pieza, el soporte debe poder cargar con el peso, tanto a nivel estructural como motriz; se debe tener en cuenta que la pieza quedará en suspensión y que la resistencia a la tracción de la resina será limitada hasta que ésta haya curado por completo (20).

Resinas de polimetilmetacrilato

El potencial uso clínica de las resinas de polimetilmetacrilato como materiales protéticos como material de restauraciones de partes óseas perdidas es muy viable. Problemas de rechazo inmunológico, así como inflamación han sido resueltos, como también su uso para reponer hueso de origen alveolar o no alveolar, así como el reemplazo de piezas dentales. Estas pueden ser prefabricadas reduciendo el tiempo de cirugía, de fácil técnica de manipulación y resultados altamente estéticos (21).

3.4 Revisión de Antecedentes de Investigación

TÍTULO: Cranioplasty with a low-cost customized polymethylmethacrylate implant using a desktop 3D printer

AUTOR: Jesús A. Morales-Gómez, MD, Everardo Garcia-Estrada, MD, Jorge E. Leos-Bortoni, MD, Miriam Delgado-Brito, MD, Luis E. Flores-Huerta, MD, Adriana A. De La Cruz-Arriaga, ID, Luis J. Torres-Díaz, MI, and Ángel R. Martínez-Ponce de León, MD

RESUMEN

OBJETIVO Los implantes de craneoplastia deben estar ampliamente disponibles, ser de bajo costo y personalizados o fáciles de moldear durante la cirugía. Aunque el hueso autólogo sigue siendo la primera opción de reparación, no siempre puede usarse debido a una infección, fragmentación, reabsorción ósea u otras causas, lo que llevó al uso de alternativas sintéticas. El material alógeno más utilizado para las reconstrucciones craneales con resultados a largo plazo es el polimetilmetacrilato (PMMA). Impresión tridimensional la tecnología ha permitido la producción de implantes personalizados, prefabricados, cada vez más populares. Los autores describen su método y experiencia con una prótesis PMMA personalizada utilizando un implante preciso y confiable de bajo costo que se puede personalizar en cualquier institución con software de código abierto o de bajo costo e impresoras 3D de escritorio.

MÉTODOS Una revisión de 22 pacientes consecutivos sometidos a craneoplastia PMMA personalizada, basada en TC, de bajo costo. Se realizó durante un período de 1 año en un hospital universitario de enseñanza. Los datos preoperatorios incluyeron el sexo y la edad del paciente; Parámetros de modelado de TC, incluida la superficie del implante (defecto); motivo de la craneotomía; fecha (s) de lesión y / o resecciones; la complejidad del defecto; y comorbilidades asociadas. Los datos postoperatorios incluyeron morbilidad y complicaciones, tales como exposición a implantes, infección, hematoma, seroma, falla del implante y convulsiones; el coste del implante; y resultado cosmético.

RESULTADOS Las indicaciones para la craneotomía primaria fueron lesión cerebral traumática (16, 73%), resección del tumor (3, 14%), Infección (1, 4%), y vascular (2, 9%). El intervalo medio entre la cirugía previa y la craneoplastia con PMMA fue de 12 meses. El tiempo de operación osciló entre 90 y 150 minutos (media 126 minutos). El defecto craneal medio medido 65.16 cm² (rango 29.31-131.06 cm²). Durante el período de recuperación, no hubo signos de infección, rechazo del implante o Dehiscencia de la herida, y ninguno de los implantes tuvo que retirarse durante un seguimiento de 1 a 6 meses. La apariencia estética de todos los pacientes mejoró significativamente, y el ajuste del implante fue excelente.

CONCLUSIONES El uso de un PMMA personalizado se asoció con una excelente satisfacción del paciente, la familia y el cirujano en el seguimiento a una fracción del costo asociado con los implantes disponibles comercialmente. Esta técnica podría ser una opción atractiva para todos los pacientes que se someten a una craneoplastia.

TITULO: Reconstruction of bony facial contour deficiencies with polymethylmethacrylate implants: case report

AUTOR: Ruy C. C. ABDO FILHO, Thais M. OLIVEIRA, Carla GURGEL, Ruy C.C. ABDO

RESUMEN

El trauma facial puede considerarse una de las agresiones más graves que se encuentran en los centros médicos debido a las consecuencias emocionales y la posibilidad de deformidad. En defectos óseos o irregularidades. Cuando hay una escasez de hueso donante o un paciente rechaza una operación intracraneal, se pueden usar materiales aloplásticos como el polimetilmetacrilato (PMMA). La prótesis de PMMA puede ser prefabricada, lo que brinda ventajas como la reducción del tiempo quirúrgico, el fácil manejo técnico y los buenos resultados estéticos. Este artículo describe los procedimientos para rehabilitar a un paciente

con implantes de PMMA en la región de la cara, recuperando los contornos faciales y la estética del paciente.

TITULO: Three-dimensional surgical modelling with an open-source software protocol: study of precision and reproducibility in mandibular reconstruction with the fibula free flap

AUTOR: L. Ganry, J. Quilichini, C. M. Bandini, P. Leyder, B. Hersant, J. P. Meningaud

RESUMEN

En la actualidad, muy pocos equipos quirúrgicos utilizan soluciones totalmente independientes y gratuitas para realizar modelos quirúrgicos tridimensionales (3D) para colgajos libres óseos en cirugía reconstructiva. Este estudio evaluó la precisión y la reproducibilidad técnica de un protocolo de modelado quirúrgico 3D utilizando software gratuito de código abierto.

En reconstrucción mandibular con colgajos libres de peroné y guías quirúrgicas. La precisión se evaluó mediante comparaciones de la guía quirúrgica en 3D con la guía impresa en 3D esterilizada, lo que determina la precisión en el nivel milimétrico. La reproducibilidad se evaluó en tres casos quirúrgicos por comparación volumétrica a nivel milimétrico. Para el modelado quirúrgico 3D, se observó una diferencia de menos de 0.1 mm. Casi no se observaron deformaciones (<0,2 mm) después de la esterilización en autoclave de las guías quirúrgicas impresas en 3D. En los tres casos quirúrgicos, la precisión promedio del modelado del colgajo libre de peroné fue de entre 0,1 mm y 0,4 mm, y la precisión promedio de la mandíbula reconstruida completa fue inferior a 1 mm. El protocolo de software de código abierto demostró una alta precisión sin complicaciones. Sin embargo, la precisión del caso quirúrgico depende del modelado quirúrgico 3D del cirujano. Por lo tanto, los cirujanos necesitan capacitación sobre el uso de este protocolo antes de aplicarlo a los casos quirúrgicos; Esto constituye una limitación. Más estudios deben abordar la transferencia de experiencia.

TITULO: Modelagem computacional de estruturas anatómicas em 3D e simulacao de sua imagens radiográficas

AUTOR: Clayton Eduardo dos Santos

RESUMEN

Los métodos de control de calidad tradicionales aplicados al radiodiagnóstico, son la mejor manera de garantizar las buenas calidades de las imágenes producidas. Sin embargo, la investigación de las particularidades oriundas del proceso de formación de las imágenes radiográficas requiere de herramientas computaciones complementarias, en función del número de variables inmersas. Entretanto, los fantasmas computacionales basados en voxels no consiguen representar las variaciones morfológicas necesarias para la simulación de exámenes cuyo diagnóstico es basado en modelaje por 3D, que posee ventajas presentadas por los fantasmas computaciones tradicionales sin problemas encontrados en este.

4. HIPOTESIS

Dado que el diseño digital de las prótesis maxilofaciales óseas es factible realizarlo en computadores personales, a partir de una Tomografía Cone Beam;

Es posible la fabricación de las mismas por medio de impresoras 3D de escritorio.





1. TECNICAS, INSTRUMENTOS Y MATERIALES DE VERIFICACION

1.1 Técnica

En este estudio se realizará la obtención de prótesis somáticas por medio de la obtención de la Tomografía Cone Beam de un cráneo con múltiples mutilaciones óseas (calota, cigoma y apófisis temporal del maxilar) para lo cual, una vez obtenido el formato dicom, este será pasado y tratado primeramente en el software InVesalius y luego en Blender para la obtención de los diseños digitales de las prótesis para rellenar dichos defectos. Una vez obtenido el sólido de estos diseños digitales, serán impresos utilizando la impresora FormLabs Form 2.

1.2 Instrumentos

a) Instrumentos documentales

- Fotos

b) Instrumentos mecánicos

- Tomógrafo de la Clínica Odontológica de la Universidad Católica de Santa María.
- Computadora personal.
- Impresora 3D FormLabs Form 2.

1.3 Materiales

- a. Software CS 3D Imaging Software.
- b. Software InVesalius.
- c. Blender.
- d. Software PreForms.
- e. Resina Grey V4.
- f. Acrílicos.
- g. Alcohol isopropílico al 99%.

2. CAMPO DE VERIFICACIÓN

2.1 Ubicación espacial

- Clínica Odontológica de la Universidad Católica de Santa María.
- Laboratorios del Vicerrectorado de Investigación.

2.2 Ubicación temporal

- Mes de Mayo a Diciembre del 2018.

2.3 Unidades de estudio

- Cráneo con Defectos óseos

3. PROCEDIMIENTO

El procedimiento fue obtenido de Bezzi A et al (2016), ligeramente modificado por nuestro equipo. En un cráneo humano, se realizarán múltiples mutilaciones, simulando diversos tipos de accidentes, como defectos en calota, fractura del cigoma y apófisis temporal maxilar usando alta velocidad con la fresa de cirugía Sygra.



a)



b)

Figura N°10. a) Determinación de las áreas anatómicas óseas donde se presentan la mayoría de fracturas. b) Osteotomía realizada de las zonas anatómicas simulando una fractura.

Inmediatamente después, se realizará la obtención tomográfica del cráneo, por medio de la tomografía cone-beam.



Figura N°11. Adquisición de imagen por medio de Tomografía Cone Beam.

La imagen es visualizada utilizando el software CD 3D imaging Software para observar si hay presencia de vibración y/o artefactos.

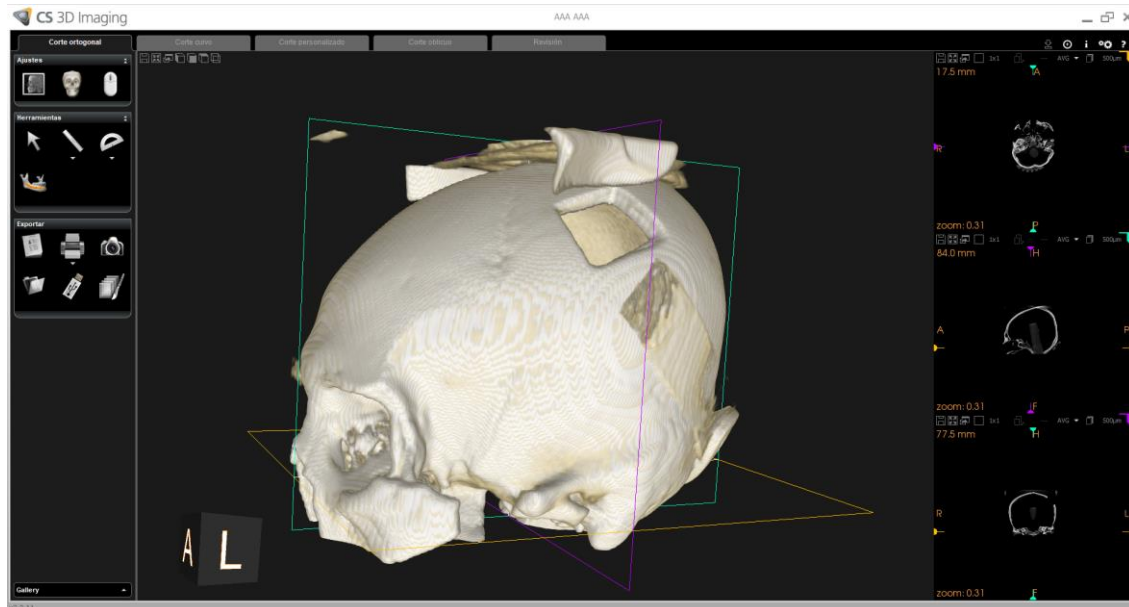


Figura N°12. Visualización del sólido usando el software CS 3D Imaging Software propio del tomógrafo.

Seguidamente se utiliza el programa libre InVesalius 3.1 para la obtención del formato STL para generar la estructura digital en sólido.

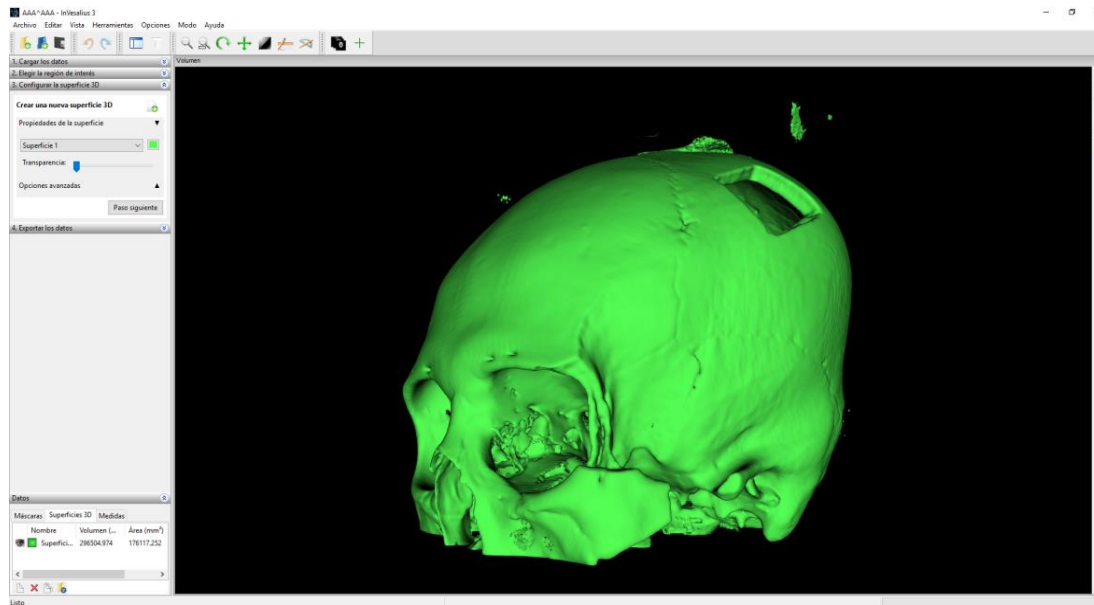


Figura N°13. Visualización del sólido usando el software Invesalius, el cual se puede observar que el sólido es mucho más nítido que el software del tomógrafo.

La adquisición y generación del sólido en digital por el programa InVesalius es mucho más nítida que el programa del propio tomógrafo, observándose casi en su totalidad la estructura ósea. Se guarda el archivo en el formato STL.

Seguidamente, se apertura el archivo STL en el programa libre Blender para la edición de las estructuras óseas faltantes. Una vez obtenido el sólido, este será duplicado y espejado.

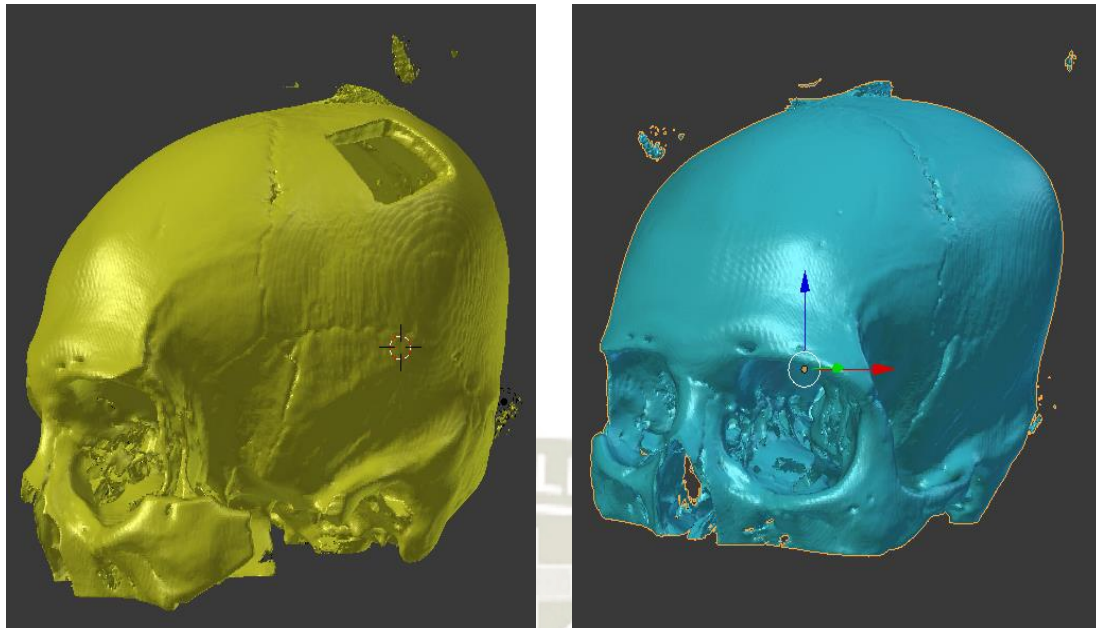


Figura N°14. Importación del sólido al software Blender y espejado del sólido.

Seguidamente estos dos sólidos son superpuestos.

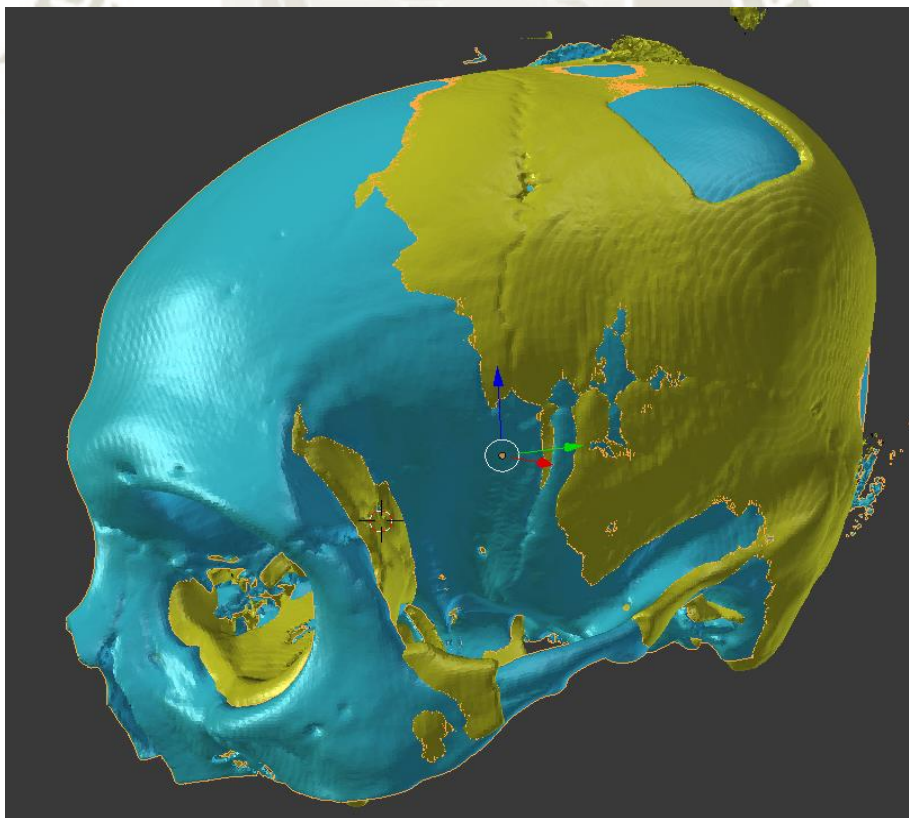


Figura N°15. Superposición de los sólidos. Obsérvese que el sólido que ha sido espejado, ha rellenado las zonas comprometidas.

Esta superposición permite que las zonas con pérdida de solución sean rellenadas digitalmente por el sólido duplicado, Acto seguido las zonas que han sido rehabilitadas, serán seleccionadas individualmente para luego obtener sus respectivos sólidos.

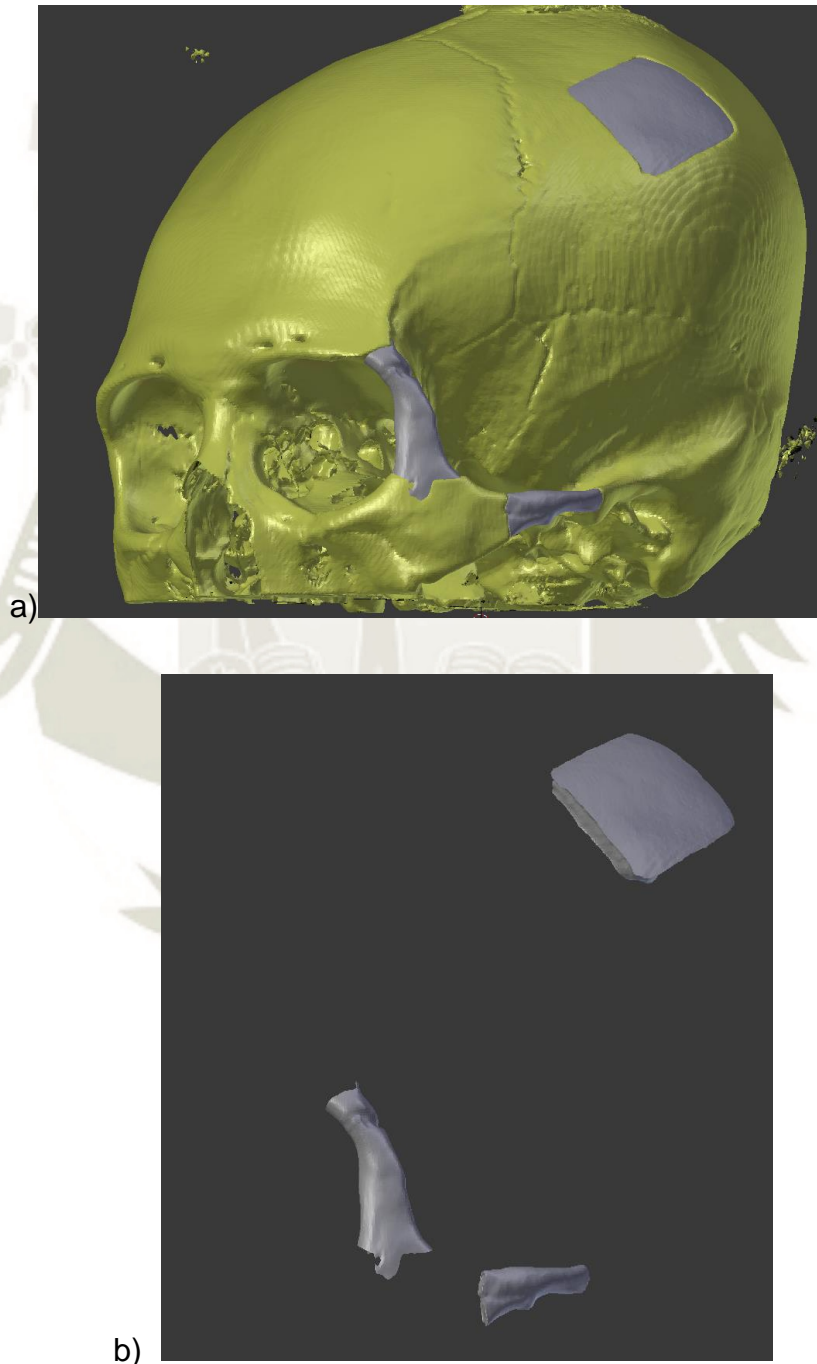


Figura N°16. a) Las zonas comprometidas son rellenadas con el sólido espejado y las estructuras son convertidas a nuevos sólidos. b) Se observan los sólidos digitales de las partes comprometidas en 3D.

Seguidamente estos serán exportados en formato STL para su posterior impresión empleando el software PreForm de la FormLabs, para su exportación a la impresora 3D FormLabs Form 2.

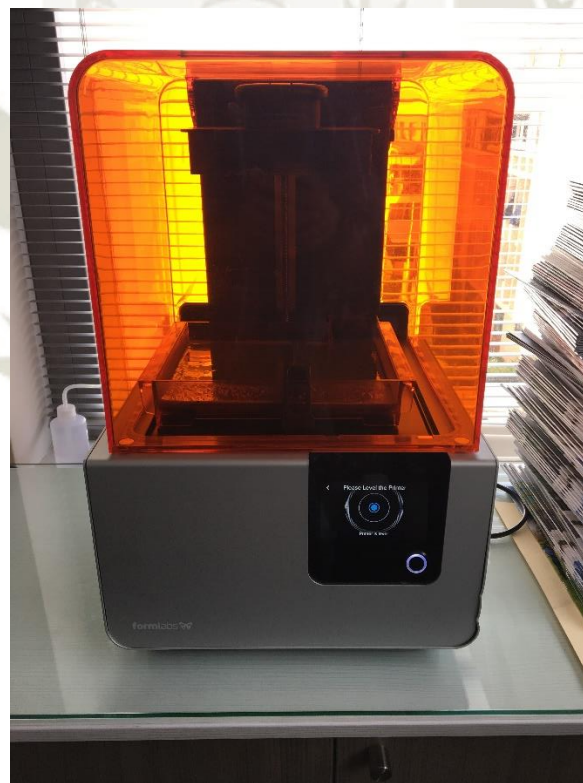
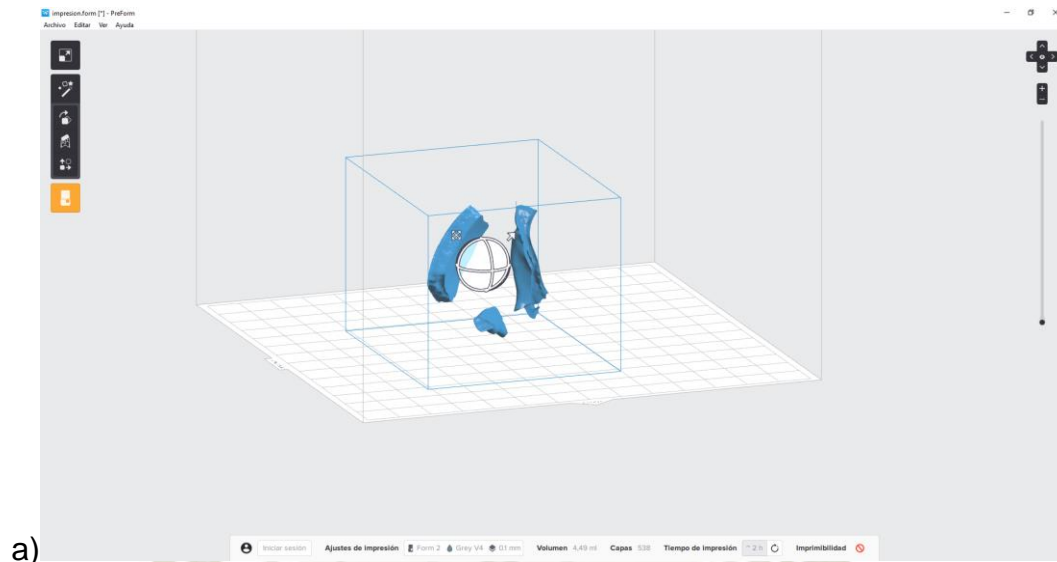


Figura N°17. a) Importación de los sólidos de las partes comprometidas al software Pre-forms donde se configurará el proceso de impresión en 3D. b) Impresora 3D FormLabs 2 ya en el proceso de impresión.

4. RECURSOS

4.1 Recursos económicos

Proyecto: DISEÑO DIGITAL, ANÁLISIS Y PRODUCCIÓN DE PRÓTESIS SOMÁTICAS, PLACAS DE SUJECCIÓN ÓSEA Y PROTOTIPAJES DE COSTO MÍNIMO Y DE MÁXIMA BIOCOMPATIBILIDAD HECHAS EN ACERO QUIRÚRGICO Y BIOACRÍLICOS – VICERECTORADO DE INVESTIGACIÓN

4.2 Recursos humanos

- Investigador: Danny Gutiérrez López
- Asesor: Dr. Gustavo Obando Pereda
- Co-Asesor: Dr. Carlos Ortiz Márquez
- Co-Asesor: Dr. Cícero Moraes

4.3 Recursos físicos

- Biblioteca de la Universidad Católica de Santa María
- Departamento de Radiología de la Clínica Odontológica de la Universidad Católica de Santa María.
- Laboratorios del Vicerectorado de Investigación de la Universidad Católica de Santa María.

4.4 Recursos Institucionales

- Laboratorios del Vicerectorado de Investigación de la Universidad Católica de Santa María.

5. ESTRATEGIA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

5.1 Preparación de las unidades de estudio

Se utilizará cráneo humano.

5.2 Organización

6. ESTRATEGIA PARA MANEJAR RESULTADOS

6.1 Nivel de sistematización

- Imagen tomográfica
- Diseño digital
- Estructura 3D

6.2 Estudio de los datos

Se utilizará el programa Blender y la corroboración de las estructuras impresas por médicos especialistas en Cabeza y Cuello, odontólogos especialistas en Cirugía Maxilofacial e ingenieros especialistas en impresión 3D, donde se les remite una opinión de expertos con respecto al estudio (Anexos), donde:

Versátil = procedimiento fácil y amigable.

Regular = cierta dificultad en su uso.

Complejo = uso complejo del procedimiento .



CAPÍTULO III
RESULTADOS

Modelos impresos

Los modelos diseñados en sólido por el programa Blender, fueron impresos por la impresora 3D FormLabs Form2, y fueron luego retirados y lavados con alcohol isopropílico al 99% para el retiro de la resina. Seguidamente fueron colocados directamente al sol para su posterior polimerización.

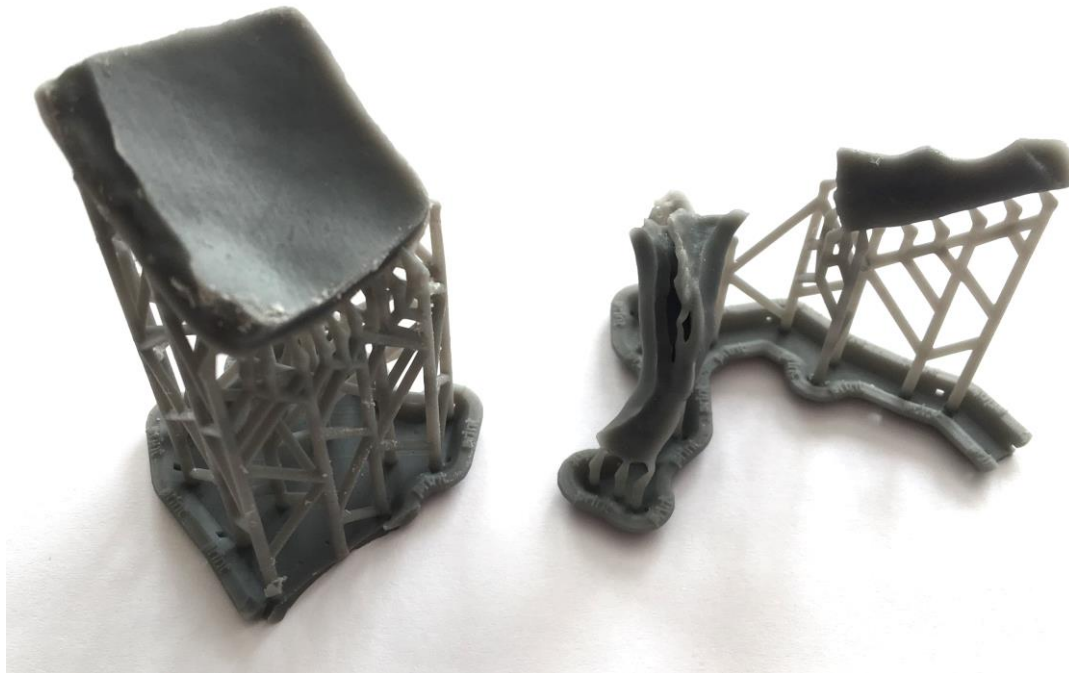


Figura N°18. Partes óseas comprometidas que han sido impresas utilizando resina biocompatible. Obsérvese la presencia de columnas, donde la resina va siendo inyectada para la estructura.

Como siguiente paso fueron retiradas las columnas y la base para obtener los sólidos diseñados.



Figura N°19. Retiro de las columnas de resina para la obtención de las impresiones en 3D. Luego se hace un desgaste para retirar pequeños defectos de las columnas.

Seguidamente, se realizó la colocación de los sólidos en los defectos óseos del cráneo para reemplazar las zonas óseas faltantes.

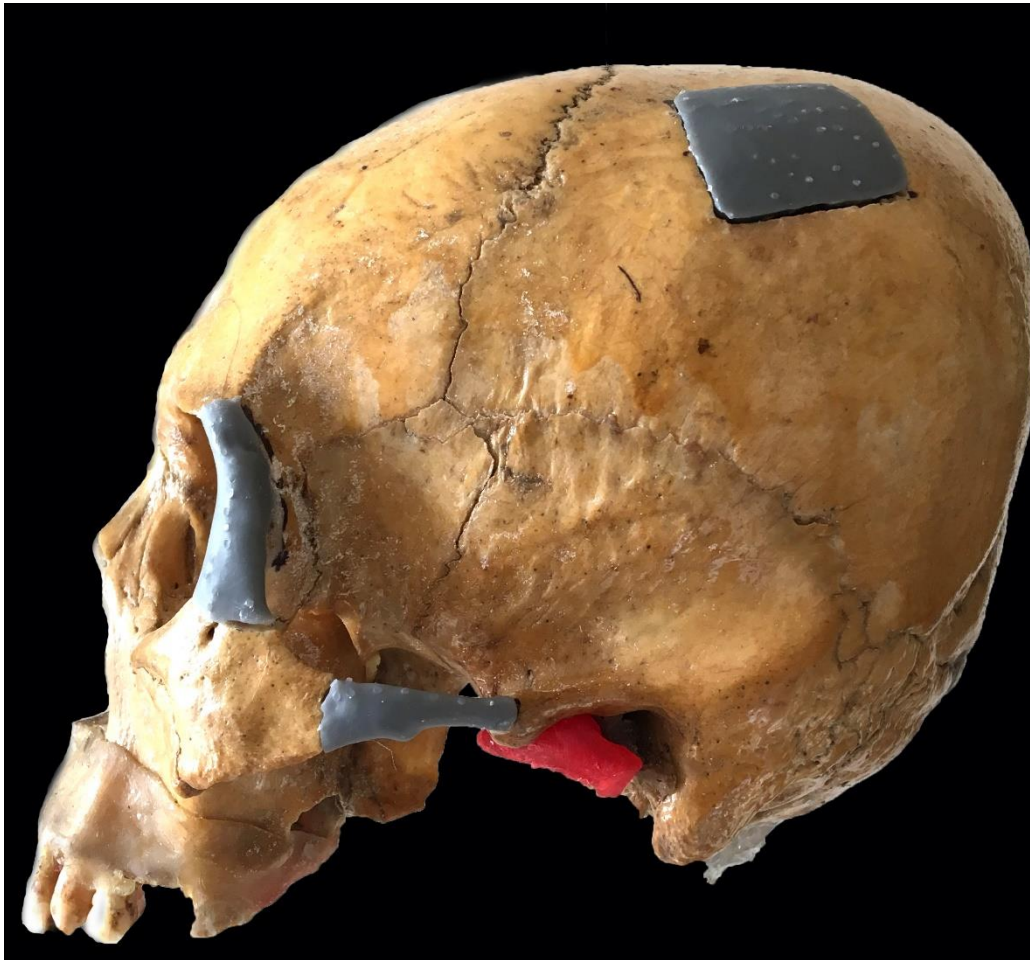


Figura N°20. Las partes impresas en 3D obtenidas del espejado de la tomografía inicial tienen una gran precisión al ser colocadas en el cráneo con los defectos óseos.

Como resultado general, se observa que las impresiones 3D han tenido buena precisión con respecto a las áreas óseas faltantes.

TABLA N°1

OPINIÓN DE EXPERTOS

PROCEDIMIENTO DE CONFECCIÓN DE LAS PRÓTESIS ÓSEAS

Procedimiento	N = 9	%
Versátil	8	89
Regular	1	11
Complejo	0	0

Elaboración: Fuente Propia

Ocho expertos indicaron que el procedimiento de la tesis para la confección de las prótesis óseas fue versátil, ya que los softwares son open-free (licencia abierta), siendo que su diseño y confección es rápida.

Un experto, indicó que el procedimiento de confección es de manejo regular debido a que se requiere de conocimientos especializados de diseño y manejo del software.

TABLA N°2

OPINIÓN DE EXPERTOS

PRECISIÓN

Precisión	N = 9	%
Precisa	9	100
Grande	0	0
Pequeña	0	0

Elaboración: Fuente Propia

El total de los expertos indicaron que las prótesis obtenidas a través de la Tomografía Cone Beam y por impresión 3D, fueron precisas, no habiendo ninguna prótesis que sea pequeña o supere las dimensiones del defecto.

DISCUSIÓN

La utilización de cráneos humanos para la realización de investigaciones con imágenes radiográficas y tomográficas se constituye un método consagrado en la literatura (22-24), pues cuando estos están bien conservados, permiten la obtención de imágenes con gran riqueza de detalles. El cráneo utilizado en esta investigación presentó un excelente estado de conservación permitiendo que los programas computacionales produzcan modelos tridimensionales con alta calidad en virtud de la preservación ósea presentada.

Las imágenes tomográficas ofrecen a los profesionales la oportunidad de generar imágenes tridimensionales en diferentes programas disponibles, gratuitos o no, aumentando el potencial de diagnóstico en el plan de tratamiento, bien como el pronóstico de las lesiones bucomaxilofaciales. El tomógrafo utilizado en esta investigación es el Carestream CS9300 el cual ofrece campos de visión seleccionable de 5x5 cm hasta 17x13.5 cm el cual ofrece una mayor flexibilidad y capacidad de colimar el campo de visión según las necesidades del diagnóstico. Además, cuenta con una resolución de imagen hasta de un 90 μ m, lo cual permite obtener información diagnóstica valiosa para un amplio conjunto de aplicaciones clínicas.

Para definir el protocolo de adquisición de las imágenes tomográficas el tamaño del vóxel está directamente relacionado a la calidad de las imágenes en la Tomografía Cone Beam. Esto significa que reducir la resolución del vóxel aumentando el tamaño del vóxel, puede resultar en una imagen de calidad inferior, con más ruidos y artefactos y menos informaciones detalladas de la anatomía de la región. Así, la resolución espacial es menor cuando el tiempo de adquisición es más rápido y un tamaño mayor de vóxel es utilizado. Una resolución más nítida, con menor ruido, es obtenida cuando el escaneo es más lento y un tamaño de vóxel menor es utilizado. En este contexto se configuró el tomógrafo a obtener la mayor resolución posible para poder obtener imágenes de alta calidad (8, 9).

Para obtener el modelo tridimensional se utilizó el InVesalius por ser un programa gratuito utilizado en el área de la salud para el análisis y la segmentación de modelos tridimensionales y como una etapa previa para la confección de sólidos de biomodelos (15). Por otro lado, la utilización del programa blender, un programa gratuito, que es usado para generar animaciones de alta calidad para juegos y películas animadas, pero que también es utilizada en procedimientos médicos para la confección de prótesis médicas de diferente índole con gran calidad y precisión. Con este programa, se realizó la confección de las zonas óseas faltantes, con gran precisión, para su posterior impresión.

La impresión por 3D se obtiene mediante impresoras especializadas las cuales pueden costar desde 37,000 hasta 310,000 dólares, siendo que en la presente investigación hemos empleado una impresora 3D de escritorio cuyo costo no supera los 10,000 dólares. Otro estudio internacional, ha reportado el uso de esta impresora para la realización de craneoplastías de bajo costo.

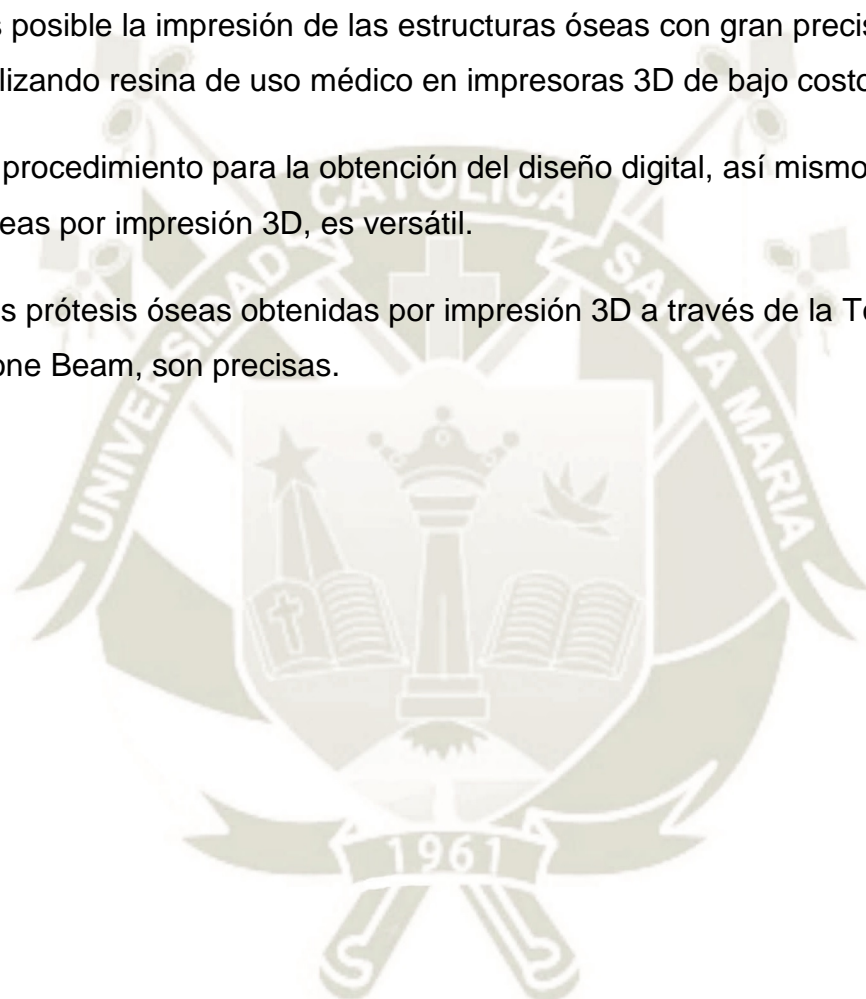
Los resultados presentados en esta investigación son similares a las investigaciones encontradas en la literatura (25, 26, 27), donde emplean el programa InVesalius para la obtención del sólido de la estructura de interés. Así mismo, el uso del Blender para la obtención de las prótesis, es muy versátil para la construcción de las mismas, lo que es corroborado por muchas investigaciones científicas (25, 26, 27). Morales-Gómez, somete esta técnica en pacientes, usando implantes confeccionados de polimetilmetacrilato, obteniendo resultados estéticos a bajo costo (25). Ganry, por consiguiente, concluye que las prótesis diseñadas con softwares libres demuestran gran precisión y con mínimas complicaciones (27).

Así mismo, las prótesis impresas, presentan gran grado de precisión por lo que se puede emplear este tipo de tecnología de bajo costo para poder reemplazar partes óseas faltantes sin la necesidad de la utilización de impresoras 3D industriales o especializadas o implantes comerciales de aproximadamente 10,000 dólares. Cabe señalar que este estudio es pionero en su rama en el Perú, ya que no existen antecedentes de estudio similares.

CONCLUSIÓN

El presente estudio concluye:

1. El diseño de las estructuras óseas perdidas en programas de uso gratuito a partir de Tomografía Cone Beam, es factible de realizarlo.
2. Es posible la impresión de las estructuras óseas con gran precisión utilizando resina de uso médico en impresoras 3D de bajo costo.
3. El procedimiento para la obtención del diseño digital, así mismo, las prótesis óseas por impresión 3D, es versátil.
4. Las prótesis óseas obtenidas por impresión 3D a través de la Tomografía Cone Beam, son precisas.



RECOMENDACIONES

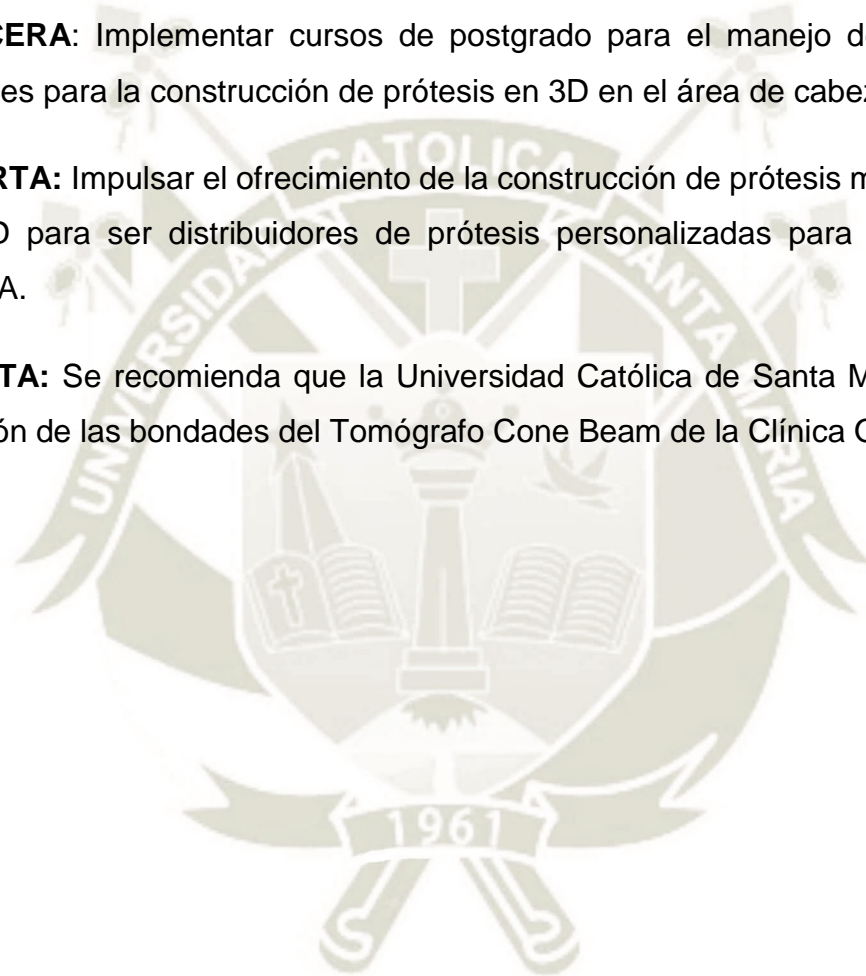
PRIMERA: Se recomienda realizar estudios en pacientes indicados para craneoplastía y para prótesis maxilofaciales.

SEGUNDA: Implementar un servicio, adjunto al servicio del tomógrafo, para la producción de prótesis óseas, prototipajes rápidos de bajo costo.

TERCERA: Implementar cursos de postgrado para el manejo de programas digitales para la construcción de prótesis en 3D en el área de cabeza y cuello.

CUARTA: Impulsar el ofrecimiento de la construcción de prótesis maxilofaciales en 3D para ser distribuidores de prótesis personalizadas para ESSALUD y MINSALUD.

QUINTA: Se recomienda que la Universidad Católica de Santa María haga la difusión de las bondades del Tomógrafo Cone Beam de la Clínica Odontológica.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

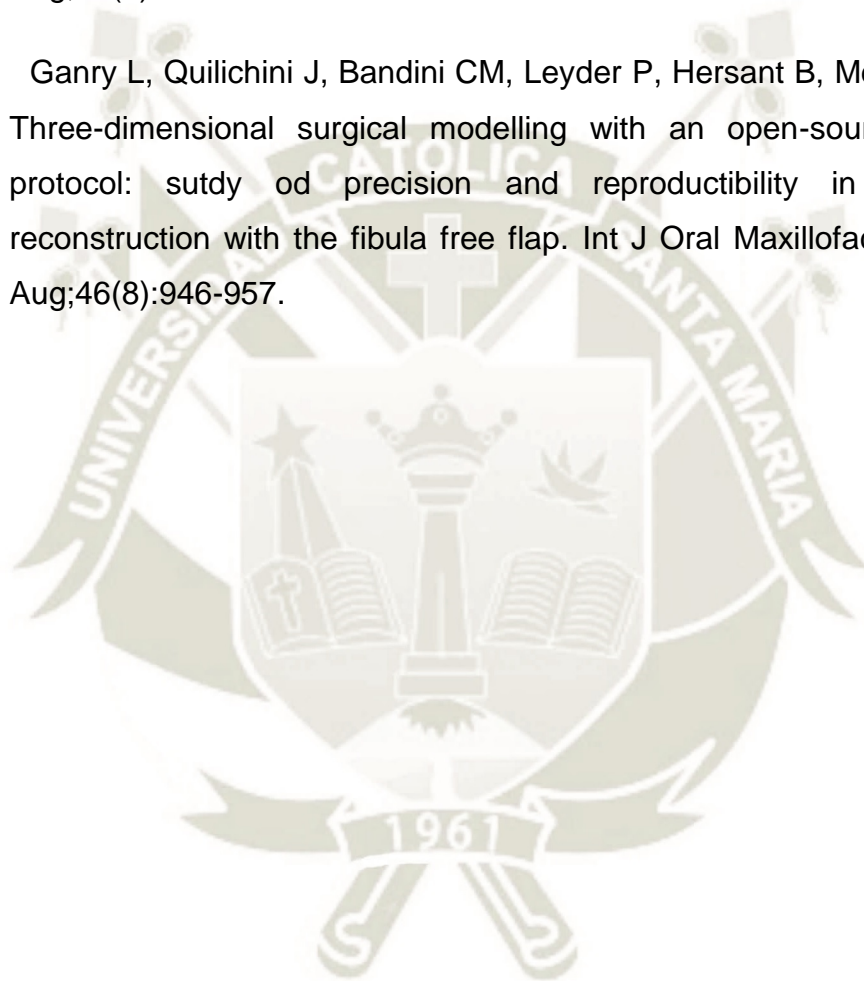
1. Sahni V. Maxillofacial trauma scoring systems. *Injury*. 2016;47(7):1388-92.
2. Breeze J, Tong D, Gibbons A. Contemporary management of maxillofacial ballistic trauma. *The British journal of oral & maxillofacial surgery*. 2017;55(7):661-5.
3. Canisto FA. Fracturas del tercio medio facial. Experiencia en el Hospital Nacional Dos de Mayo, 1999 - 2009. *Anales de la Facultad de Medicina*. 2013;74(2).
4. Chukwulebe S, Hogrefe C. The Diagnosis and Management of Facial Bone Fractures. *Emergency medicine clinics of North America*. 2019;37(1):137-51.
5. Phasuk K, Haug SP. Maxillofacial Prosthetics. *Oral and maxillofacial surgery clinics of North America*. 2018;30(4):487-97.
6. JRV R. *Introdução à prótese buco-maxilo-facial*: São Paulo, Savier; 1997.
7. Hayashi T, Arai Y, Chikui T, Hayashi-Sakai S, Honda K, Indo H, et al. Clinical guidelines for dental cone-beam computed tomography. *Oral radiology*. 2018;34(2):89-104.
8. Coskun I, Kaya B. Cone Beam Computed Tomography in Orthodontics. *Turkish journal of orthodontics*. 2018;31(2):55-61.
9. Birgul R. Monitoring macro voids in mortar by X-ray computed tomography. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 2008;596(3):7.

10. Tang X, Krupinski EA, Xie H, Stillman AE. On the data acquisition, image reconstruction, cone beam artifacts, and their suppression in axial MDCT and CBCT - A review. *Medical physics*. 2018.
11. Spin-Neto R, Gotfredsen E, Wenzel A. Impact of voxel size variation on CBCT-based diagnostic outcome in dentistry: a systematic review. *Journal of digital imaging*. 2013;26(4):813-20.
12. Abramovitch K, Rice DD. Basic principles of cone beam computed tomography. *Dental clinics of North America*. 2014;58(3):463-84.
13. Spin-Neto R, Marcantonio E, Jr., Gotfredsen E, Wenzel A. Exploring CBCT-based DICOM files. A systematic review on the properties of images used to evaluate maxillofacial bone grafts. *Journal of digital imaging*. 2011;24(6):959-66.
14. Finkel S. Using a Combination of Micro--Computed Tomography, CAD and 3D Printing Techniques to Reconstruct Incomplete 19th-Century Cantonese Chess Pieces. *Journal on Computing and Cultural Heritage*. 2015;7(4).
15. Souza VH, Matsuda RH, Peres ASC, Amorim PHJ, Moraes TF, Silva JVL, et al. Development and characterization of the InVesalius Navigator software for navigated transcranial magnetic stimulation. *Journal of neuroscience methods*. 2018;309:109-20.
16. Asadulina A, Conzelmann M, Williams EA, Panzera A, Jekely G. Object-based representation and analysis of light and electron microscopic volume data using Blender. *BMC bioinformatics*. 2015;16:229.
17. Hoy MB. 3D printing: making things at the library. *Medical reference services quarterly*. 2013;32(1):94-9.
18. Schmid M, Thiele S, Herkommer A, Giessen H. Three-dimensional direct laser written achromatic axicons and multi-component microlenses. *Optics letters*. 2018;43(23):5837-40.

19. Bittner SM, Guo JL, Melchiorri A, Mikos AG. Three-dimensional Printing of Multilayered Tissue Engineering Scaffolds. *Materials today*. 2018;21(8):861-74.
20. Ni R, Qian B, Liu C, Liu X, Qiu J. 3D printing of resin composites doped with upconversion nanoparticles for anti-counterfeiting and temperature detection. *Optics express*. 2018;26(19):25481-91.
21. Suwanprateeb J. Strength improvement of critical-sized three dimensional printing parts by infiltration of solvent-free visible light-cured resin. *Journal of materials science Materials in medicine*. 2006;17(12):1383-91.
22. Bezzi, A., Bezzi, L., Carrara, N., Moraes, C. & Tiziani, M. (2016): Analisi di uno studio Open Source: il Taung Project, Open Source, Free Software e Open Format nei processi di ricerca archeologica. – In: Stanco, F. & Gallo, G. (eds): *Atti dell’VIII Workshop (Catania, 18–19 giugno 2013)*. – Archeopress, pp. 230–239
23. Periago DR, Scarfe WC, Moshiri M, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *The Angle orthodontist*. 2008;78(3):387-95.
24. Naitoh M, Katsumata A, Nohara E, Ohsaki C, Ariji E. Measurement accuracy of reconstructed 2-D images obtained by multi-slice helical computed tomography. *Clinical oral implants research*. 2004;15(5):570-4.
25. Rouze NC, Wang MH, Palmeri ML, Nightingale KR. Parameters affecting the resolution and accuracy of 2-D quantitative shear wave images. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*. 2012;59(8):1729-40.
26. Morales-Gomez JA, Garcia-Estrada E, Leos-Bortoni JE, Delgado-Brito M, Flores-Huerta LE, De La Cruz-Arriaga AA, et al. Cranioplasty with a low-

cost customized polymethylmethacrylate implant using a desktop 3D printer. Journal of neurosurgery. 2018:1-7.

27. Abdo Filho RC, Oliveira TM, Lourenco Neto N, Gurgel C, Abdo RC. Reconstruction of bony facial contour deficiencies with polymethylmetacrylate implants: case report. J Appl Oral Sci. 2011 Aug;19(4):426-30.
28. Ganry L, Quilichini J, Bandini CM, Leyder P, Hersant B, Meningaud JP. Three-dimensional surgical modelling with an open-source software protocol: study of precision and reproducibility in mandibular reconstruction with the fibula free flap. Int J Oral Maxillofac Surg. 2017 Aug;46(8):946-957.





OPINIÓN DE EXPERTOS

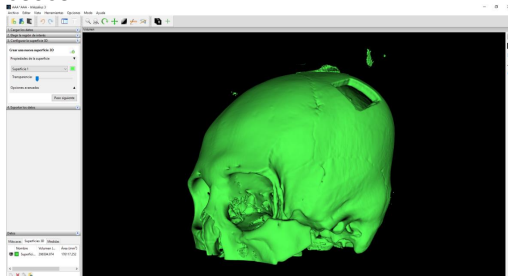
PROYECTO: ESTUDIO CADAVÉRICO DE LA CONFECCIÓN DE PRÓTESIS MAXILOFACIAL ÓSEA A PARTIR DE LA IMPRESIÓN 3D A TRAVÉS DE LA TOMOGRAFÍA CONE BEAM, AREQUIPA 2019

El objetivo de este estudio fue de diseñar digitalmente prótesis óseas maxilofaciales y obtenerlas por medio de la impresión en 3D.

Procedimiento:



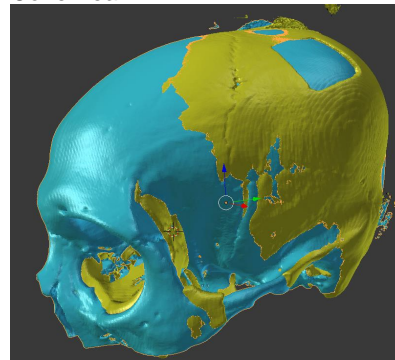
Osteotomía realizada para producir los defectos óseos



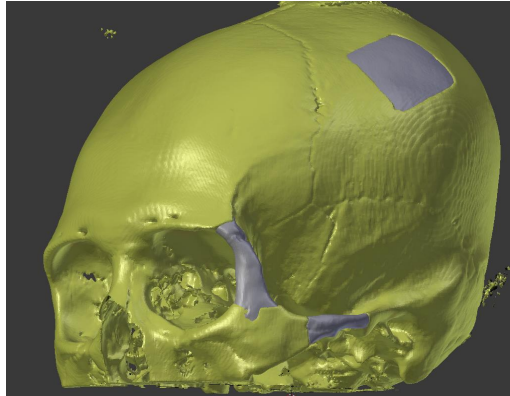
Apertura de la estructura en 3D y su exportación a sólido STL



Adquisición de la imagenología por Tomografía Cone Beam.



Duplicado y espejado del sólido.



Relleno digital de los defectos óseos.



Impresión de los sólidos con resina de polimetilmetacrilato y colocación en los defectos óseos.

¿Cuál es su opinión?

1. Con respecto al procedimiento
2. Con respecto a la precisión de la confección de las prótesis
3. Su opinión general del proyecto
4. ¿Cuáles son sus recomendaciones?

Danny Gutierrez López

Tesista

Gustavo Obando Pereda

Asesor – Vicerectorado de Investigación UCSM