

**DISEÑO DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS MANDIBULAR, A PARTIR DE
MODELOS ANATÓMICOS 3D, CASO DE ESTUDIO.**

CARLOS JONATHAN ARCINIEGAS BONILLA

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE AUTOMÁTICA Y ELECTRÓNICA
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
SANTIAGO DE CALI
2015**

**DISEÑO DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS MANDIBULAR, A PARTIR DE
MODELOS ANATÓMICOS 3D, CASO DE ESTUDIO.**

CARLOS JONATHAN ARCINIEGAS BONILLA

**Proyecto de grado para optar el título de
Ingeniero Biomédico**

**Director
OSCAR IVÁN CAMPO
Ingeniero Mecánico
Maestría en ingeniería mecánica
Doctorado en ingeniería**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE AUTOMÁTICA Y ELECTRÓNICA
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
SANTIAGO DE CALI
2015**

Nota de aceptación:

Aprobado por el Comité de Grado en cumplimiento de los requisitos exigidos por la Universidad Autónoma de Occidente para optar al título de Ingeniero Biomédico

MIGUEL ÁNGEL HIDALGO
Jurado

ÁLVARO JOSÉ ROJAS
Jurado

Santiago de Cali, 19 de agosto de 2015

Agradecimientos

Este trabajo fue realizado gracias a la ayuda, el apoyo y el amor recibido durante toda mi carrera de ingeniería biomédica por parte de mi madre Amparo Bonilla, mi padre Carlos Arciniegas y mi nana Doris Rivera, al igual que el apoyo de toda mi familia, que Dios y la Virgen María los bendigan siempre, que los llene con el don de la vida, la paciencia, el respeto, la salud y el amor para que sigan siendo esas personas intachables y dignas de imitar.

Dedico este trabajo a mi hija Valentina Arciniegas quien es mi mayor motivación, es la personita que me da la fortaleza en los momentos difíciles, es quien con su sonrisa borra de mi mente y mi cuerpo cualquier dolor o preocupación, gracias Dios por mi hija, Dios te bendiga siempre y gracias a ti hija mía por ser el motor que impulsa mi vida.

No puede faltar mi agradecimiento a mi director de proyecto Oscar Campo, gracias por ser el guía de este proyecto, por ayudarme a culminar otra etapa de mi vida. Gracias profesor por su paciencia, sus concejos, sus palabras y por ayudarme a crecer como persona y como profesional.

CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN	11
INTRODUCCIÓN	13
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	16
2. JUSTIFICACIÓN	20
3. OBJETIVOS	24
3.1. OBJETIVO GENERAL	24
3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	24
4. ANTECEDENTES	25
5. MARCO TEÓRICO	30
5.1. La Articulación Temporomandibular ATM	31
5.2. Descripción del caso de estudio	32
5.3. Clasificación de la HFM	33
5.4. Manufactura Aditiva AM.	36
5.5. Métodos para tratar alteraciones de la ATM	37
5.5.1. Prótesis aloplásticas	38
5.5.1.1. Componentes de las prótesis aloplásticas	38
5.5.2. Tipos de prótesis aloplásticas para reemplazo de la ATM	39

5.5.2.1	Prótesis TMJ concepts	39
5.5.2.2	Prótesis Biomet Microfixation	41
5.5.3	Modelos de prótesis para reemplazo de la ATM	42
5.6	Procesamiento de superficies 3D: Filtros	42
5.6.1	Método Isotrópico	43
5.6.2	Método anisotrópico	43
5.6.3	Otros métodos	45
6.	METODOLOGÍA	46
6.1	Programas para visualización y/o procesamiento de imágenes medicas	46
6.1.1	Criterios para la selección de los programas para el análisis de imágenes médicas en formato DICOM	53
6.2	Procedimiento de validación para equipos que usan radiación ionizante	53
6.3	Evaluación de los programas para el procesamiento de imágenes médicas en formato DICOM	57
6.3.1	Procedimiento para la captura tomográfica del Phantom	57
6.3.2	Criterios de evaluación y selección del software	58
6.4	Protocolo para el procesamiento de archivos STL	60
6.5	Metodología seguida para el desarrollo de la prótesis de mandíbula.	62
6.5.1	Desarrollo del concepto.	65
6.5.2	Identificación de las necesidades	66
6.5.3	Jerarquización de las necesidades	66
6.6	Especificaciones del producto	69
6.6.1	Métricas del producto	70

6.7	Método Despliegue de la Función de Calidad QFD.	70
6.8	Diseño de detalle.	73
6.9	Creación de superficies	75
6.10	Generación de volúmenes	76
6.11	Prueba y refinamiento.	79
6.12	Condiciones de frontera.	80
6.12.1	Información del modelo.	83
6.12.2	Unidades.	83
6.12.3	Propiedades de material.	83
6.12.4	Relaciones de contacto	84
6.12.5	Información de malla.	85
6.12.5.1	Detalles de la malla:	85
6.13	Resultados del estudio.	87
7	CONCLUSIONES	90
8	RECOMENDACIONES	92
	BIBLIOGRAFÍA	93

Lista de cuadros

	Pág.
Tabla 1. Características Phantom de referencia	54
Tabla 2. Descripción de materiales y características geométricas del Phantom utilizado para la evaluación de los programas.	55
Tabla 3. Valores nominales de los materiales que conforman el Phantom.	58
Tabla 4. Parámetros medidos para evaluar el desempeño de los programas de procesamiento de imágenes médicas en formato DICOM.	58
Tabla 5. Parámetros tenidos en cuenta para la aplicar filtros en el procesamiento de superficies 3D.	61
Tabla 6. Filtrado de conceptos	63
Tabla 7. Matriz de comparación por pares	68
Tabla 8: lista de materiales	70
Tabla 9. Lista de métricas	70
Tabla 10. Simbolización de las relaciones de la QFD	71
Tabla 11. Características mecánicas de los materiales utilizados para llevar a cabo el análisis FEA.	79
Tabla 12. Componentes de las fuerzas de los músculos sobre la prótesis.	81
Tabla 13: propiedades de los materiales utilizados para el FEA.	84
Tabla 14: Especificaciones de la malla para FEA.	85
Tabla 15. Tensiones mínimas y máximas registradas en el prototipo de prótesis de mandíbula.	87
Tabla 16. Desplazamientos mínimos y máximos registradas en el prototipo de prótesis de mandíbula.	88
Tabla 17: Deformaciones unitarias registradas en el prototipo de prótesis de mandíbula.	88

Índice de figuras

	Pág.
Figura 1. Anatomía de la mandíbula	18
Figura 2. Causas de muerte neonatal en 193 países en 2010	30
Figura 3. Anatomía de la ATM	32
Figura 4. Clasificación propuesta por Pruzanky	34
Figura 5. Afectación facial provocada por HFM, caso de estudio.	35
Figura 6. Componentes prótesis aloplásticas para ATM	39
Figura 7. Prótesis TMJ concepts	40
Figura 8. Prótesis Biomet	41
Figura 9. Clasificación de los filtros para procesar mallas.	44
Figura 10. Imagen CAD del Phantom	56
Figura 11. Prototipo del Phantom utilizado como modelo experimental.	56
Figura 12. Ingreso del Phantom al equipo de tomografía	57
Figura 13. Segmentación y medición de las características geométricas del PU.	59
Figura 14. Cráneo del caso de estudio antes y después de aplicar los filtros	61
Figura 15. Fases de desarrollo para dispositivos biomédicos.	62
Figura 16. Árbol de objetivos	69
Figura 17. Matriz QFD	72
Figura 18. Ubicación anatómica del componente que reemplazara la fosa.	74
Figura 19. Construcción de superficies guiadas.	75

Figura 20. Edición de superficies guiadas para el diseño del componente de reemplazo de la fosa.	76
Figura 21. Modelo solido tridimensional del componente de reemplazo de la fosa.	76
Figura 22. Modelo sólido tridimensional del componente de reemplazo del cóndilo.	77
Figura 23. Ubicación anatómica y selección del área anatómica mandibular que va a ser reemplazada por la prótesis.	78
Figura 24. Modelo tridimensional de la prótesis hecha a medida diseñada en el proyecto; vista isométrica.	78
Figura 25. Modelo tridimensional de la prótesis hecha a medida diseñada en el proyecto; vista lateral.	79
Figura 26. Ubicación de la prótesis en la mandíbula del caso de estudio.	80
Figura 27. CAD con las fuerzas que interactúan con el prototipo de prótesis.	81
Figura 28. Modelo utilizado para ejecutar el FEA.	82
Figura 29: Relación de sujeciones entre solidos que conforman la prótesis de mandíbula.	85
Figura 30. Malla utilizada para llevar a cabo el análisis FEA.	86
Figura 31. Tensiones de Von Mises registradas en el prototipo de prótesis de mandíbula.	87
Figura 32. Desplazamientos registrados en el prototipo de prótesis de mandíbula.	88
Figura 33: Deformaciones unitarias registradas en el prototipo de prótesis.	89

RESUMEN

Este proyecto propone el diseño de una prótesis de mandíbula para tratar una alteración congénita denominada Microsomia Hemifacial (MH), en cuya deformidad se ve comprometida la integridad de la Articulación Temporomandibular (ATM), ya sea de uno de los lados de la mandíbula o incluso ambos, que afecta la simetría facial del usuario que la padece. Para el desarrollo del proyecto se investigó sobre esta anomalía congénita con el fin de entender mejor la problemática del caso de estudio de este proyecto.

Para el desarrollo del prototipo de prótesis de mandíbula a partir de modelos anatómicos 3D, primero se investigó los programas que existen en el mercado y que permitieron realizar la reconstrucción tridimensional a partir de imágenes médicas en formato Dicom, las cuales provienen de equipos de Tomografía Computarizada y/o Resonancia Magnética. Además se diseñó un Phantom para validar experimentalmente el funcionamiento y la interacción de cada software con el diseñador, igualmente, esta herramienta sirvió para evaluar la eficiencia y la precisión de cada uno de los programas, ya que se generó una tabla comparativa que permitió detectar las ventajas y desventajas de cada uno. El proceso incluyó la consulta de materiales que se utilizan para la fabricación de los Phantom, los cuales están muy ligados a que sus características simulen la densidad de los tejidos humanos. La selección de medidas y geometría de cada material también fue referenciada y se utilizó para verificar cada valor con cada uno de los software previamente seleccionados. Con dicha actividad se generó una tabla comparativa con la cual se logró evidenciar que el programa con los mejores resultados es Invesalius, programa que se usó para procesar y generar el modelo tridimensional a partir de las imágenes tomográficas del caso de estudio de este proyecto.

Al concluir con la reconstrucción 3D, se encontró zonas afectadas por ruidos provenientes de diferentes fuentes. Por esta razón el modelo tridimensional fue exportado a otro software, para eliminar el ruido de la malla, con lo cual se pudo limpiar y reducir las zonas afectadas, lo cual permitió realizar el diseño del prototipo de prótesis de mandíbula con base en la anatomía del usuario. Además se realizó una tabla comparativa la cual permitió observar el cambio de las diferentes propiedades de malla según el tipo de filtro aplicado. Con base en estos datos se seleccionó el número de iteraciones y el tipo de filtro que requiere ser implementado teniendo en cuenta los tipos de ruido que contienen los datos del caso de estudio. Finalmente se pudo desarrollar un modelo 3D adecuado (sin ruido) para continuar con las otras fases de diseño.

Como el tipo de MH del caso de estudio, solo afecta un lado de la mandíbula del usuario, al tener un modelo tridimensional libre de zonas de ruido, se generó un conjunto de superficies de la parte anatómica que no es afectada por la MH, con las cuales se generó el sólido de los componentes que van a ser empleados para reemplazar el cóndilo y la fosa, dos componentes esenciales de la articulación temporomandibular y recuperar con esto la simetría facial.

Una vez obtenido el prototipo de prótesis de mandíbula, se procedió a realizar un análisis computacional FEA con el cual se verificó el comportamiento y se logró concluir que el esfuerzo Von Mises máximo registrado en el modelo es de 124,8 MPa, por otro lado el desplazamiento máximo registrado fue de 0,02 mm. Datos similares a lo reportado en la literatura. Igualmente se pudo otorgar un factor de seguridad global del prototipo de 1,4.

Palabras clave: Manufactura aditiva, diseño 3D, enfermedades congénitas, Microsomia Hemifacial, software para reconstrucción 3D; Dicom, prototipo, Análisis de Elementos Finitos FEA.

INTRODUCCIÓN

Los avances en la tecnología, han proporcionado herramientas de diseño que hacen posible incrementar la precisión de los productos que se desean diseñar, al hacer una exploración, se encontró que, entre estas tecnologías, están, los software de diseño tipo CAD o Diseño Asistido por Computador. Adicionalmente, con el uso de este tipo de herramientas ahora es posible diseñar productos personalizados, que no es otra cosa que diseñar productos teniendo en cuenta las necesidades y los requerimientos del usuario en particular. El desarrollo de este tipo de productos trae muchos beneficios potenciales, sobre todo en el contexto de las aplicaciones médicas, por ejemplo, el desarrollo de un modelo 3D¹, de la parte anatómica que es materia de estudio, modelo que podrá ser realizado con base en imágenes médicas utilizadas para el diagnóstico clínico, obtenidas por tomografía (TA)² y/o resonancia magnética (MRI)³. Dichas imágenes podrán ser transferidas a un software de diseño, haciendo uso del formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)⁴; con el fin de hacer un mallado de la imagen y obtener una imagen tridimensional que el diseñador podrá manipular a gusto.

Al centrar la atención en los modelos tridimensionales, estos otorgan al profesional de la salud una herramienta precisa y versátil, ya que, es un modelo en 3D con las estructuras anatómicas de interés y que de requerirse puede desarrollarse un modelo tangible, el cual puede utilizarse en la cátedra o para pre-visualizar el resultado quirúrgico, se puede utilizar para llevar a cabo simulaciones de cirugías⁵, también permiten realizar una planificación virtual preoperatoria⁶, especialmente en casos complejos, donde, se requiera precisión en tres dimensiones con el fin de reducir las complicaciones durante y después del procedimiento quirúrgico⁷, e

¹ LETHAUS Bernd; Lucas Poort; Roland Böckmann; Ralf Smeets; Rene Tolba and Peter Kessler; Additive manufacturing for microvascular reconstruction of the mandible in 20 patients; Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery. 2012. p. 43-46.

² KHODA A.K.M.; Ibrahim T. Ozbolat; Bahattin Koc; Designing heterogeneous porous tissue scaffolds for additive manufacturing processes; Computer-Aided Desing. 2013. p. 1507-1523; 2013.

³ EERO Huutilainen; Risto Jaanimets; Jirí Valá; Petr Marcián; Mika Salmi; Jukka Tuomi; Antti Mäkitie; Jan Wolff; Inaccuracies in additive manufactured medical skull models caused by the DICOM to STL conversion process; Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery. 2013. p. 1-7.

⁴ DICOM; definición; [Consultado el 30 de abril de 2014]. Disponible en internet: <http://dicom.nema.org/>.

⁵ LOGOZZO Silvia, Elisabetta M.Zanetti; Giordano Franceschini; Ari Kilpelä; Anssi Mäkynen; Recent advances in dental optics – Part I: 3Di intraoral scanners for restorative dentistry; Optics and Lasers in Engineering. 2014. p. 203–221.

⁶ SALMI Mika; Kaija-Stiina Paloheimo, Jukka Tuomi, Jan Wolff, Antti Mäkitie; Accuracy of medical models made by additive manufacturing (rapid manufacturing); Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery. 2013. p. 603-609.

⁷ CANGIOLIERI Osiris; Rudek, Tiago Francesconi; Teófilo Miguel de Souza; Geometric Modeling from the Medical Images in the CAD System to Support Prosthesis Design; Pontifical Catholic University of Paraná. 2011.

incrementar la probabilidad de éxito. Adicionalmente ha sido utilizada para la producción de prótesis personalizadas⁸. Igualmente permite evaluar y cuantificar objetivamente el resultado estético y funcional⁹, ya que, lo que se busca, es reestablecer la calidad de vida de los seres humanos, que no solo hace referencia a vivir dignamente, sino, que también hace un importante énfasis a vivir saludablemente, por lo que se puede inferir que la calidad de vida se ve afectada por las dolencias causadas por diferentes enfermedades o por limitaciones físicas, que generan un deterioro físico, funcional, mental, emocional y espiritual¹⁰.

En las últimas dos décadas se ha venido trabajando en un nuevo tipo de manufactura¹¹ que permita desarrollar de manera más efectiva y eficiente dispositivos médicos utilizados en la rehabilitación, con el fin de solventar las limitaciones que algunas enfermedades generan y recuperar la salud de quienes la padecen, este nuevo tipo se le conoce como Manufactura Aditiva, definida por la American Society for Testing and Materials (ASTM) como el "proceso de unión de materiales para hacer objetos a partir de datos de un modelo 3D, por lo general capa sobre capa, a diferencia de las metodologías de fabricación sustractivas"¹². Es un proceso, que ha transformado la forma de producción de dispositivos médicos ya que, ha mostrado su utilidad en medicina y cirugía. La técnica de fabricación aditiva más común es la impresión 3D, reportes dados por Timothy¹³ muestran que la primera impresora 3D fue creada en 1982 por Hideo Kodama y a partir de allí, las impresoras 3D han llegado a ser más accesibles al usuario común y ahora, estas son capaces de imprimir en múltiples materiales¹⁴, lo que las hace más atractivas. La impresión 3D, también ha promovido el desarrollo de productos más complejos, gracias a las investigaciones en nuevos materiales; por ejemplo, este tipo de manufactura ha tenido un impacto enorme en la fabricación de aparatos auditivos, implantes dentales, prótesis de columna vertebral y de cadera.

⁸ ISAZA Juan Felipe; Mauricio Naranjo; Metodología para la reconstrucción 3D de estructuras craneofaciales y su utilización en el método de elementos finitos; Universidad EAFIT; volumen 4. 2008. p. 129-149.

⁹ VERHOEVEN T.J, C. Coppens, R. Barkhuysen, E. M. Bronkhorst, M. A. W. Merckx, S. J. Berge, T. J. J. Maal: Three dimensional evaluation of facial asymmetry after mandibular reconstruction: validation of a new method using stereophotogrammetry. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 2013. p.19-25.

¹⁰ Organización Mundial de la Salud; OMS; Definición Calidad de Vida; [Consultado el 25 de abril de 2014]. Disponible en internet: <http://www.who.int/es/>.

¹¹ JOSHI Pooran C, Ryan R. Dehoff, Chad E. Duty, William H. Peter; Ronald D. Ott, Lonnie J. Love, and Craig A. Blue; Direct Digital Additive Manufacturing Technologies: Path Towards Hybrid Integration; IEEE. 2012. p. 978-981.

¹² American Society for Testing and Materials; definición de manufactura aditiva; [Consultado el 25 de abril de 2014]. Disponible en internet: <http://www.astm.org/>.

¹³ TIMOTHY M. Rankin; Nichoas A. Giovinco; Daniel J. Cucher; George Watts; Bonnie Hurwitz, and David G. Armstrong; Three-dimensional printing surgical instruments: are we there yet?; Journal of Surgical Research. 2014. p. 1-5.

¹⁴ Op.cit. p. 978-981.

De manera específica, en cuanto a implantología cráneo-facial, en la actualidad, al rededor del 99% de las ayudas que se ajustan en el oído se han realizado utilizando técnicas de impresión 3D¹⁵. El 28 % de las anomalías dentofaciales han sido diagnosticadas con base en modelos tridimensionales e igualmente el desarrollo de implantes dentales, osteotomías en la mandíbula y la fabricación de marcos dentales ha sido gracias a la implementación de la impresión 3D¹⁶.

Al hablar sobre los requerimientos que se deben cumplir para desarrollar aplicaciones médicas, el más relevante es la precisión, en este sentido, la tecnología de la Manufactura Aditiva AM, técnica que se introdujo hace más de 20 años¹⁷, cobra importante relevancia, ya que ha sido usada en varias aplicaciones convencionales y ahora en aplicaciones avanzadas como implantes quirúrgicos, tejidos y órganos¹⁸, en productos aeroespaciales, automovilísticos y dispositivos electrónicos¹⁹, esto precisamente por su alta precisión, además de ofrecer otras ventajas como: la reducción en el tiempo de fabricación del prototipo final y porque incluye una lista importante de materiales tanto orgánicos como inorgánicos que se pueden emplear, entre los que se encuentran semiconductores, biomateriales, nano partículas y polímeros. Además, el consumo de material y el gasto energético es menor con relación a otras técnicas de manufactura convencional.

Con la realización de este proyecto se pretende ofrecer un prototipo tridimensional de prótesis de mandíbula, el cual podrá ser utilizado para probar mediante análisis computacional el comportamiento de diferentes materiales utilizados en dispositivos implantables, de igual forma se presenta una metodología para diseñar prototipos de prótesis a partir de imágenes ya sea de CT o MRI, y desarrollar prótesis personalizadas, además este prototipo podrá ser usado en la catedra para previsualizar comportamientos y entender cómo se deforman los materiales al interactuar con las fuerzas que ejercen los músculos, igualmente se podrá analizar los puntos de mayor contacto, con el fin de realizar diseños que propicien mejores comportamientos funcionales y estéticos.

¹⁵ BANKS Jim; Adding Value in Additive Manufacturing; IEEE. 2013. p. 2154-2287.

¹⁶ WINDER John and Richard Bibb, Medical Rapid Prototyping Technologies: State of the Art and Current Limitations for Application in Oral and Maxillofacial Surgery. 2005. p. 1006-1015.

¹⁷ LI C. H, Z. Fang Investigation into Layered Manufacturing Technologies for Industrial Applications. Second International Conference on MultiMedia and Information Technology. 2010. p.213-216.

¹⁸ Op.Cit.. p. 1-5.

¹⁹ STRANO, L. Hao, K. E. Evans, R. M. Everson; Optimisation of quality and energy consumption for additive layer manufacturing processes; Green Manufacturing; 2010.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La calidad de vida de las personas se puede ver afectada por las malformaciones faciales²⁰ que se pueden presentar, las cuales pueden ser de origen congénito o adquiridas²¹, y pueden ser funcionales y/o estéticas²²; este proyecto se centrará en la región oral y maxilofacial, por ende, en las malformaciones maxilofaciales, que son las deformidades de las estructuras que comprenden el sistema estomatognático²³ como cráneo, cara, maxilares y la cavidad oral.

La región oral y maxilofacial es una zona muy compleja porque está compuesta de varios tipos de tejidos, huesos faciales, órganos de los sentidos especiales, revestimientos que cubren los tejidos y una rica red vascular y neural²⁴ (ver figura 1). De acuerdo con la Asociación Dental Americana, aproximadamente 113 millones de adultos estadounidenses han perdido al menos un diente, y 19 millones no tienen dientes²⁵. Los pacientes con deformidades dento-faciales, muestran una gran desventaja en su rol en la sociedad e interpersonal²⁶, debido, en su gran mayoría, a la baja autoestima y bajos niveles de confianza²⁷. Teniendo en cuenta esto, se puede inferir que las deformidades maxilofaciales no solo intervienen en la salud física, sino que también afectan la salud oral, mental y otros aspectos que están relacionados con la calidad de vida de las personas.

²⁰ AMRANI Saar, George E. Anastassov and Andre H. Montazem; Mandibular Ramus/Coronoid Process Grafts in Maxillofacial Reconstructive Surgery; American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. 2010. p. 641-646.

²¹ EVANS Gregory; What's new in plastic and maxillofacial surgery; Journal of the American College of Surgeons. 2004. p. 431-440.

²² ANASTASSIOS I. Mylonas; Eleftheria-Fotini Poulakou-Rebelakou; Georgios I. Androutsos; Ioannis Seggas; Christos A. Skouteris; Evangelia Chr. Papadopoulou; Oral and cranio-maxillofacial surgery in Byzantium; Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery. 2014. p. 159-168.

²³ LOZANO Morales Constanza Eugenia DDS, OMS Jefe de Sección Cirugía Oral y Maxilofacial Departamento de Salud Oral -Fundación Santa Fe de Bogota. 2013. p. 1-4.

²⁴ SPICER Patrick; Simon Young; Kurtis Kasper; Kyriacos A. Athanasiou; Antonios G. Mikos; Mark Eu-Kien Wong; Chapter 71 – Tissue Engineering in Oral and Maxillofacial Surgery; Principles of Tissue Engineering. 4 edición. 2014. p. 1487-1506.

²⁵ LEE Ming-Yih; Chong-Ching Chang; A new Layer-Based Imaging and Rapid Prototyping Techniques for Computer-Aided Design and Manufacture of Custom Dental Restoration; IEEE; 2008.

²⁶ MOLLEMANS W; F. Schutyser, N. Nadjmib F. Maes, P. Sueten; Predicting soft tissue deformations for a maxillofacial surgery planning system: From computational strategies to a complete clinical validation; Medical Image Analysis. 2007. p. 282-301

²⁷ American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology; Clinical recommendations regarding use of cone beam computed tomography in orthodontics. Position statement by the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology; Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology. 2013. p. 238-257.

Teniendo en cuenta datos suministrados por Castillo²⁸, se informa que alrededor del 44% de los pacientes que acuden al servicio de cirugía maxilofacial presenta fracturas maxilares, de las cuales la causa más común son fracturas adquiridas por asaltos y peleas 69%; accidentes de tránsito 27%, accidentes deportivos 12% y los patológicos con un 4%, la fuente de la fractura en algunas ocasiones puede cambiar. De igual manera se puede observar, respecto a la edad de los pacientes, que la mayoría de ellos son usuarios jóvenes cuya edad oscila entre 20 a 29 años, al hablar sobre la zona en la cual se presentan las fracturas; el 34% de ellas se presenta en el maxilar inferior, esto porque el hueso es más prominente y el 6% en el maxilar superior, teniendo en cuenta el sexo; la mayoría de las fracturas registradas fueron reportadas por usuarios hombres²⁹ con un 66 % en fracturas inferiores y 17 % en el superior respecto a las mujeres que solo reportan el 14 % y el 3 % respectivamente. Teniendo en cuenta la ocurrencia de fracturas que se presentan y que no solo se puede presentar una fractura sino que por el contrario Duque³⁰ reporta que el promedio de fracturas por paciente es de 2, y que pueden registrarse pacientes hasta con 7 fracturas en el área de la mandíbula. En Cali la situación no es diferente ya que en estudios de [Martínez; 2003] presentan resultados similares a los expuestos anteriormente.

Al centrar la atención en las deformaciones maxilofaciales, las más comunes, son la maloclusión, que pueden presentarse hasta en un 13 % de la población³¹, las fracturas mandibulares³²; producidas o generadas en su gran mayoría por accidentes de tránsito³³, violencia interpersonal³⁴, las cuales se presentan en su

²⁸ CASTILLO César David; María Gabriela Mogensen; Sheila Blanco; Miguel Kauan; Ronar Gudiño; Martha Linares; Yuli Moret and Olaf Sandner; prevalencia de fracturas en los maxilares de los pacientes que acudieron al servicio de cirugía maxilo facial del hospital clínico universitario (HCU); Universidad Central De Venezuela; ISSN. 2005. p. 0001-6365.

²⁹ DUQUE Francisco Levi Serna; Eliana Martínez Herrera; Felix Antonio Gil Cárdenas; Epidemiología de las fracturas mandibulares atendidas en el Servicio de cirugía maxilofacial y estomatología del Hospital Universitario San Vicente de Paúl en el período 1998 - 2005. (Medellín, Colombia); Revista salud pública de Medellín. 2007. p. 95-110.

³⁰ Ibid. . p. 95-110.

³¹ BOYE Theophilus, Peter Doyle, Fiona McKeown, Jonathan Sandler; Total subapical mandibular osteotomy to correct class 2 division 1 dento-facial deformity; Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery. 2012. p. 238–242.

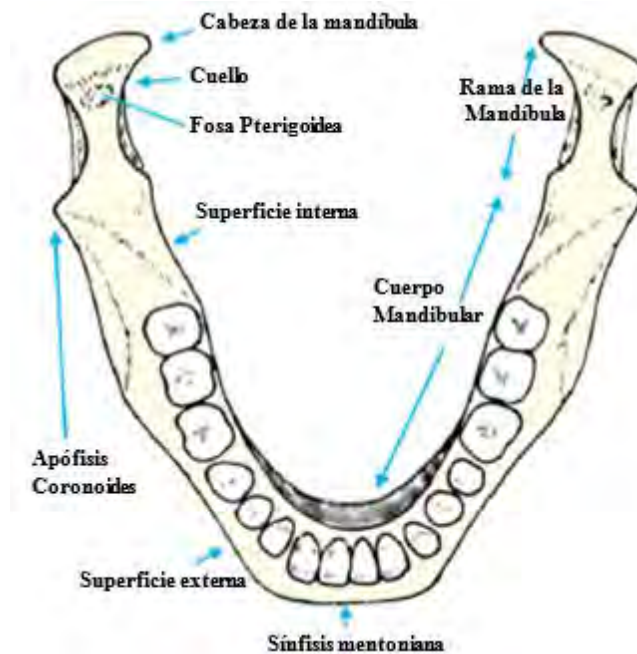
³² VEGA Luis; Reoperative Mandibular Trauma: Management of Posttraumatic Mandibular Deformities; Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America. 2011. p. 47–61.

³³ NORDIN Rifqah, Normastura Abdul Rahman; Muhd Fazlynizam Rashdi; Azizah Yusoffb, Roselinda Abdul Rahman; Saperi Sulong; Amrizal Muhd Nur; Noorhayati Abdul Razak; Mohd Nazimi Abdul Jabar; Mohd. Ismail Ibrahim; Norlen Mohamed; Sharifah Hapsah Raja Ahmada; Roszalina Ramli; Oral and maxillofacial trauma caused by road traffic accident in twouniversity hospitals in Malaysia: A cross-sectional study; Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Medicine, and Pathology; 2014.

³⁴ MIJITI Ainiwaer; Wang Ling; Maimaituexun Tuerdi; Abudukelimujiang Maimaiti; Julaiti Tuerxun; Yao Zhi Tao; Adilijiang Saimaiti; Adili Moming; Epidemiological analysis of maxillofacial fractures treated at a university hospital, Xinjiang, China: A 5-year retrospective study; Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery;. 2014. p. 227-233

gran mayoría en personas jóvenes de ambos sexos y por quemaduras, que pueden afectar el crecimiento de la mandíbula³⁵. Este tipo de casos por lo general se atienden aplicando tratamientos de ortodoncia, pero cuando se presentan patologías complejas, surge la necesidad de combinar la ortodoncia con la cirugía mandibular, la principal desventaja de este tipo de procedimientos es el tiempo empleado para completar la operación, ya que hay que tener cuidado y precisión, para no generar daño al nervio facial y recuperar la simetría facial. El objetivo de los tratamientos que se llevan a cabo para corregir las deformidades, es restaurar la función de las articulaciones, corregir la maloclusión, mejorar la apariencia facial y reestablecer la armonía entre la articulación temporomandibular, la estética del rostro y los dientes³⁶, de tal manera que el paciente pueda volver al estado previo a la lesión y mejorar así su calidad de vida.

Figura 1. Anatomía de la mandíbula



Fuente: Adaptado de ILAVARASI P U; M Anburajan; Design and Finite Element Analysis of Mandibular Prosthesis; University Kattankulathur; IEEE; 2011. p.325.

³⁵ RAUSO R; Severe maxillofacial skeletal deformities following facial burns; Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery. 2010. p. 479–480.

³⁶ ZHU Songsong; Dazhang Wang; Qiudan Yin; Jing Hu; Treatment guidelines for temporomandibular joint ankylosis with secondary dentofacial deformities in adults; Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery. 2013. p. 117–127.

Vega³⁷, menciona que “*Un problema que se está presentando, es que un número considerable de pacientes desarrolla resultados insatisfactorios por los errores que se pudieron producir en la fase de diagnóstico; originados por la falta de conocimiento radiológico; la aplicación de una mala técnica quirúrgica posiblemente por la presencia de múltiples fracturas mandibulares, trastornos de cicatrización o alteraciones del nervio, causado por la utilización de un método equivocado de fijación, también se pueden presentar complicaciones como una mala unión entre la prótesis y la articulación, en este caso reportes han informado que su incidencia puede variar entre un 0.1 % y 9 %, lo cual puede llevar a una asimetría facial*”.

En este sentido, recientemente se han adoptado otras técnicas para hacer más eficaz y eficiente la cirugía maxilofacial, como lo es, la adopción de software de diseño y manufactura asistido por computador (CAD/CAM), para asistir la planificación e implementación en complejos procesos cráneo-maxilofaciales (CMF), como por ejemplo la Microsomia Hemifacial³⁸, también llamada displasia facial lateral o displasia oto-mandibular unilateral [Jefrey; 2014] ya que estos software permiten exportar imágenes radiológicas, las cuales regularmente están en formato DICOM a un computador para generar modelos con la representación exacta de los tejidos blandos y óseos en 3 dimensiones³⁹, que son de gran valor para el diagnóstico y la pre-planificación del tratamiento. Porque permite realizar mediciones volumétricas, manipulación o inserción de estructuras anatómicas y la creación de modelos personalizados, que podrán importarse a un sistema de navegación para proporcionar una guía o protocolos para la colocación precisa de los implantes o prótesis con el fin de confirmar de manera a priori la exactitud de la reconstrucción⁴⁰ y la cirugía⁴¹.

³⁷ Op. Cit.. p. 47–61.

³⁸ SUN Hao, Biao Li, Zeliang Zhao, Lei Zhang; Error analysis of a CAD/CAM method for unidirectional mandibular distraction osteogenesis in the treatment of hemifacial microsomia; Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery. 2005. p. 370–376

³⁹ BELL Bryan; Computer Planning and Intraoperative Navigation in Cranio-Maxillofacial Surgery; Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America. 2010. p.135–156.

⁴⁰ YANG Robin; Andrew R. Salama; John F; Reoperative Midface Trauma; Oral Maxillofacial Surg Clin. 2011. p, 31–45.

⁴¹ PIRGOUSIS Phil; Nathan Eberle; Reoperative Mandibular Reconstruction; Oral Maxillofacial Surg Clin. 2011. p. 153–160.

2. JUSTIFICACIÓN

Los modelos tridimensionales de la mandíbula, ofrecen varias ventajas entre ellas, se puede mencionar que podrán ser usados para demostrar y/o testear la viabilidad de las técnicas empleadas en cirugía y/o rehabilitación maxilofacial⁴², ya que, permiten comprender la naturaleza tridimensional de las deformidades de la mandíbula. También se pueden formar conferencias multidisciplinarias para educar a médicos residentes y estudiantes, donde se podrá presentar el modelo 3D de la mandíbula y discutir sobre la pertinencia de las técnicas a utilizar en el tratamiento de cierta patología y realizar un análisis de fallos. Además se deja a un lado la desventaja, de contar solo con una visualización anatómica virtual, sin desconocer que la observación hace parte importante de proceso pre operatorio, pero no es suficiente. Si a esto le sumamos el poder ofrecer una estructura que además de poder analizarla visualmente se pueda manipular, da lugar al surgimiento de una nueva herramienta para retener el conocimiento, con el fin de desarrollar habilidades clínicas, realizar prácticas quirúrgicas y mejorar las destrezas para entender e interpretar no solo imágenes médicas sino modelos anatómicos 3D, con el fin de dar diagnósticos más acertados⁴³.

La planificación virtual, enfocada a la cirugía maxilofacial, ofrece nuevas posibilidades, porque, permite visualizar la relación de la prótesis con los arcos dentales y las estructuras óseas circundantes en un único modelo, que comparado con la planificación convencional, ofrece varias ventajas, las cuales incluyen: realizar un diagnóstico a priori, posibilitar la detección y cuantificación del peralte dental, detección temprana de deformidades y otras asimetrías faciales que resultarían indetectables en un examen físico. La planificación con base en un modelo 3D, gracias a su portabilidad y acceso, proporcionará al cirujano la libertad para planificar y simular diferentes procedimientos quirúrgicos⁴⁴. El objetivo de esta planificación pre operatoria es obtener el mejor resultado posible para el paciente y mejorar así su calidad de vida. También contribuye con la evaluación y corrección de la relación céntrica de la articulación temporomandibular, permite llevar a cabo un diagnóstico preciso, predecir el resultado de la reconstrucción, diseñar y verificar la prótesis antes de intervenir al paciente y facilitar el análisis post operatorio⁴⁵. Igualmente se podrá determinar la ubicación, dirección y la

⁴² CONLEY Scott, Harry L. Legan; Chapter 23 – Biomechanical Factors in Surgical Orthodontics; Esthetics and Biomechanics in Orthodontics. 2 edición. 2014. p. 474–497

⁴³ WATSON Robert A.; A Low-Cost Surgical Application of Additive Fabrication; Journal of Surgical Education. 2014. p.14-17.

⁴⁴ AYOUB A; M. Rehab, M. O'Neil, B. Khambay, X. Ju, J. Barbenel, K. Naudi; A novel approach for planning orthognathic surgery: The integration of dental casts into three-dimensional printed mandibular models; Journal Oral and Maxillofacial Surgery. 2014. p. 454-459.

⁴⁵ STOKBRO K., E. Aagaard, P. Torkov, R.B. Bell, T. Thygesen; Virtual planning in orthognathic surgery; Journal Oral and Maxillofacial Surgery. 2014. p. 1-9.

distancia de desplazamiento de la osteotomía, con el fin de optimizar los planes quirúrgicos⁴⁶. Se podría asegurar que las intervenciones quirúrgicas podrán planearse mejor, con lo cual se pueden reducir las complicaciones, tener menos margen de error o por lo menos tener un mayor control sobre ellos⁴⁷. La simetría facial será más inmediata, intuitiva y fiable⁴⁸; se mejorara la precisión, la eficiencia y los buenos resultados terapéuticos en el tratamiento de las deformidades maxilofaciales⁴⁹.

Al tener en cuenta que se tiene cierto control sobre la geometría que llevará el prototipo de prótesis de mandíbula, se obtendrán mejores resultados cosméticos, que es uno de los requisitos previos de la rehabilitación para recuperar la función masticatoria y la calidad de vida de los usuarios. Por ello la cirugía asistida por computador es ahora muy popular, ya que permite analizar los datos de los pacientes y planear mejor el proceso quirúrgico en una cirugía reconstructiva. Pero el mayor beneficio de usar modelos 3D es la reducción en el tiempo de operación, puesto que el tiempo requerido para realizar las placas ya no es parte de la operación, sino que hace parte de la planificación, sin embargo esto dependerá de la experiencia y precisión del cirujano maxilofacial. Además un corto tiempo de operación reduce la pérdida de sangre y la probabilidad de adquirir una infección. Finalmente el reducir el tiempo de operación no solo permite al paciente salir a su casa rápido sino que reduce el tiempo de exposición y los costos asumidos por el sistema de salud⁵⁰.

En cuanto al diseño del prototipo de prótesis mandibular, el contar con un modelo anatómico 3D, permitirá diseñar en el prototipo, las estructuras para la sujeción de la prótesis con la estructura ósea de la mandíbula, de igual forma permitirá optimizar el número de agujeros⁵¹; para insertar los implantes dentales, lo cual es

⁴⁶ CUI Junhui; Lin Chen, Xiaoguang Guan, Lanfeng Ye; Hang Wang; Lei Liu; Surgical Planning, Three-Dimensional Model Surgery and Preshaped Implants in Treatment of Bilateral Craniomaxillofacial Post-Traumatic Deformities; Journal of Oral and Maxillofacial Surgery; 2014.

⁴⁷ PONCHE Remi; Olivier Kerbra; Pascal Mogno; Jean-Yves Hascoet; A novel methodology of design for Additive Manufacturing applied to Additive Laser Manufacturing process; Robotics and Computer-Integrated Manufacturing. 2014. p. 389-398

⁴⁸ DE RIU Giacomo; Silvio Mario Meloni; Alessandro Baj; Andrea Corda; Damiano Soma; Antonio Tullio; Computer-assisted orthognathic surgery for correction of facial asymmetry: results of a randomised controlled clinical trial; British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 2014. p. 251–257.

⁴⁹ Op.cit. p.

⁵⁰ LETHAUS Bernd; Lucas Poort; Roland Böckmann; Ralf Smeets; Rene Tolba and Peter Kessler; Additive manufacturing for microvascular reconstruction of the mandible in 20 patients; Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery. 2012. p. 43-46.

⁵¹ VERSTREKEN Kris; Johan Van Cleynenbreugel; Kirsten Martens, Guy Marchal, Daniel van Steenberghe, and Paul Suetens; An Image-Guided Planning System for Endosseous Oral Implants; IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING. 1998. p.842-852.

beneficioso ya que tendrá menos elementos invasivos en la cavidad oral, los tornillos de sujeción serán seleccionados teniendo en cuenta la estructura ósea y permitirá realizar pruebas de ajuste antes de la cirugía, para que el resultado perdure en el tiempo. Otros beneficios son el control sobre los ejes y la inclinación de los mismos, ya que de esto dependerá, que se mejore la resistencia de la prótesis ante las fuerzas relativamente altas que se desarrollan en la fase de masticación. Igualmente se tendrán en cuenta criterios como las limitaciones inherentes a la región anatómica en la cual se trabajará, como por ejemplo estructuras vulnerables como el nervio de la mandíbula y en menor medida los nervios de las cavidades nasales, por ello es que el desarrollo del modelo 3D podría optimizar las especificaciones de diseño como calidad, cantidad de hueso disponible para sujetar la prótesis, las especificaciones biomecánicas y la estética. Sin dejar de lado funciones como la masticación, la deglución, la pronunciación y la competencia oral⁵².

El hecho que los prototipos sean personalizados, es decir, que se realizan teniendo en cuenta necesidades individuales, permitirán optimizar el resultado, ya que las dimensiones como la altura vertical de la prótesis y de los elementos de sujeción de la misma, sea solo de la articulación temporomandibular o total, serán seleccionadas con base en la mandíbula natural, ya que estos elementos juegan un papel relevante en el proceso de rehabilitación porque influyen las propiedades biomecánicas a largo plazo y la simetría facial⁵³.

Como el desarrollo del prototipo se encuentra entre las fases de diseño y validación, en esta etapa se podrá analizar y evaluar las tensiones y deformaciones a los cuales estará sometida la prótesis y por ende la superficie del hueso, el prototipo podrá ser usado para analizar el comportamiento biomecánico y predecir el comportamiento del implante en la función masticatoria. El modelo podrá ser usado para analizar la influencia que tiene la geometría del implante final sobre la superficie del hueso. Permitirá realizar una validación experimental de diferentes puntos de contacto para evitar efectos indeseables como dolor o incomodidad, obtener un movimiento armónico y que no cause daño a la articulación, Igualmente se podrá evaluar la influencia que tiene la rigidez del material sobre el hueso, calcular los torques y asegurar el control del paciente

⁵² ILAVARAS P U; M Anburajan; Design and Finite Element Analysis of Mandibular Prosthesis; SRM University; IEEE. 2011. p. 325-329.

⁵³ DONGMEI Wang; Wang Chengtao; Zhang Xiujuan; Xu Liqun; Design and Biomechanical Evaluation of a Custom lateral mandible Titanium Prosthesis; Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference; IEEE. 2005. p. 6188-6191.

sobre la prótesis, con lo cual se garantiza el éxito de la etapa de producción y el fin último de esta que es satisfacer las necesidades de los usuarios⁵⁴.

La Microsomia Hemifacial que es el caso de estudio para el desarrollo de este proyecto es una anomalía cráneo facial muy común, ya que Meazzini⁵⁵, presenta que la incidencia de esta anomalía es de 1 por cada 3500 nacidos vivos, es una asimetría facial congénita caracterizada porque se desarrolla un solo lado de la mandíbula, afectando el oído externo y medio, la glándula parótida, los nervios craneales y los tejidos blandos asociados. La deformidad afecta principalmente la articulación temporomandibular⁵⁶, se cree que constituye el segundo defecto más común después del labio leporino y paladar hendido⁵⁷.

El desarrollar un prototipo de prótesis mandibular a partir de modelos anatómicos 3D, tiene como propósito contribuir a la atenuación de los problemas funcionales, estéticos y vitales que los traumas maxilofaciales traen a las personas que los padecen, ya que por esta razón, en muchos países el trauma maxilofacial ha sido identificado como un problema de salud pública⁵⁸, por ser un trauma de difícil diagnóstico, tratamiento y de alto costo. Como se ha podido evidenciar la demanda de implantes y prótesis también se ha incrementado, por tal motivo las empresas e investigadores se han visto en la necesidad de mejorar el diseño y desarrollo de componentes, dispositivos y técnicas dentales, lo cual esta soportado en aportes dados por Trappey⁵⁹ donde se muestra que el mercado de implantes y prótesis dentales en Estados Unidos en el año 2011 se valoró en 6.8 billones de dólares y se espera que esta cifra llegue a los 10.5 billones de dólares en 2016, con lo cual se deduce que es un problema que crece diariamente y que necesita una solución eficiente, efectiva y eficaz.

⁵⁴ MESNARD Michel, Antonio RAMOS. Towards a rigorous approach to designing a Temporomandibular Joint prosthesis. From clinical challenge to numerical prototype. 2013. p. 141 – 146.

⁵⁵ Meazzini Maria Costanza, Fabio Mazzoleni, Gabriele Canzi, Alberto Bozzetti; Mandibular distraction osteogenesis in hemifacial microsomia: Long-term follow-up; Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery. 2005. p. 370–376.

⁵⁶ CHOI Sung-Hwan; Da-Young Kang and Chung-Ju Hwang; Adult patient with hemifacial microsomia treated with combined orthodontics and distraction osteogenesis; American Association of Orthodontists. 2014. p. 72-84.

⁵⁷ PIRGOUSIS Phil; Nathan Eberle; Reoperative Mandibular Reconstruction; Oral Maxillofacial Surg Clin. 2011. p. 153–160

⁵⁸ FUERTES Luis Fernando, Ana Cristina Mafla, Edisson Alexander López; Análisis epidemiológico de trauma maxilofacial en Nariño, Colombia; Revista CES Odontología. 2010. p. 33-40.

⁵⁹ TRAPPEY Charles V.; Amy J.C. Trappey; Hsin-Yi Peng; Li-Deh Lin; Tong-Mei Wang; A knowledge centric methodology for dental implant technology assessment using ontology based patent analysis and clinical meta-analysis; Advanced Engineering Informatics. 2014. p.1-13.

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GENERAL

Diseñar un prototipo de prótesis mandibular, a partir de modelos anatómicos 3D obtenidos de un paciente con Microsomía Hemifacial.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Procesar y Analizar las imágenes radiológicas obtenidas en estándar DICOM, del caso de estudio.

Proponer, explorar y evaluar un protocolo de procesamiento de archivos STL para determinar su aplicabilidad considerando la geometría, el número de triángulos y la pérdida de volumen del sólido generado.

Diseñar un prototipo de prótesis mandibular a partir de modelos tridimensionales.

Validar computacionalmente el prototipo de prótesis mandibular mediante el Análisis de Elementos Finitos (FEA), a fin de testear los esfuerzos, las deformaciones y la biomecánica de la articulación temporomandibular.

4. ANTECEDENTES

En los últimos años el desarrollo de implantes y el desarrollo de tratamientos han mejorado las técnicas de protézis, en pacientes que se encuentran sin dientes o con alguna otra patología como fracturas o traumas maxilofaciales⁶⁰; los primeros desarrollos de modelos 3D de estructuras vivas fue reportado en 1990. Los tipos de implantes van desde un puente sellado completo el cual se ajusta por medio de un tornillo, hasta una prótesis completa, pero la elección de uno de estos tipos de prótesis depende, en gran medida del correcto análisis que realice el profesional de salud de las imágenes radiológicas de la anatomía de la mandíbula y de aspectos relacionados con el paciente como higiene oral, costo, preferencias del paciente y además se tiene muy en cuenta la viabilidad socioeconómica⁶¹, al hacer una revisión en la literatura, se pudo evidenciar que las prótesis fijas están indicadas para pacientes que no están satisfechos con la estabilidad y la retención de la dentadura removible, pero hay una contraindicación, la cual es que el usuario no presente dolor o incomodidad de las mucosas, por otro lado, el implante removible está indicado, para usuarios que tienen suficiente hueso y un buen espacio oral, sin embargo está contraindicada cuando hay pérdida de tejido de soporte facial⁶².

Al hablar sobre los parámetros que se deben tener en cuenta al momento de diseñar y fabricar una prótesis mandibular; un componente importante es el comportamiento biomecánico y el esfuerzo al cual se somete el material de la prótesis, con el fin de simular la fuerza masticatoria. Para analizar el comportamiento de la prótesis ante este tipo de fuerza, Favot⁶³, presenta un análisis de elementos finitos, con el fin de comparar el comportamiento biomecánico de la prótesis en relación con una mandíbula natural, para ello seleccionaron un serie de materiales (Zirconia, Titanio, oro y aleación de Nickel de Titanio) el titanio el más utilizado. Posteriormente realizaron un mallado del modelo, el cual se sometió a un análisis de esfuerzo y deformación, con el cual se pudo concluir que la zirconia registró las tensiones más altas y la aleación NiTi los más bajos, pero, por otro lado este material permite una mejor conservación de la flexión mandibular durante todas las etapas de la masticación, además proporciona mejores condiciones fisiológicas en la interfaz hueso implante, cerca

⁶⁰ BARAO V.A.R.; J.A.Delben; J.Lima; T.Cabral; W.G.Assuncao; Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible—A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis; *Journal of Biomechanics*. 2013. p. 1312-1320.

⁶¹ *Ibid*; p. 1312-1320.

⁶² FAVOT Louis-Marc; Valerie Berry-Kromer; Mohamed Haboussi; Frederic Thiebaud; Tarak Ben Zineb; Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible; *Universite de Lorraine*. 2014. p. 287-297.

⁶³ *Ibid*. p. 287-297.

al comportamiento natural. Un estudio similar dado por Barao⁶⁴, presenta un análisis de elementos finitos en una prótesis en los cuales encontró que según el tipo de material, este puede reducir el estrés Von Mises, principalmente en el hueso y tejidos de soporte, además se evidencio que el material implantado que mas sufrió estrés Von Mises fue el hueso pre implantado. Otros aspectos funcionales como fuerzas toleradas, el diseño de la estructura o estructuras, el diseño del implante y la longitud en voladizo⁶⁵, se presenta una análisis de estos aspectos sobre una prótesis mandibular, del cual se pudo concluir que para reducir el estrés al cual será sometida la prótesis se debe incrementar la superficie, o el diámetro de los tornillos de fijación, con esto se reduce la fuerza de tensión que sufre la región ósea y reduce la perdida de hueso y el fracaso del implante ante la presencia de una carga. En este estudio se estipula que se debe tener en cuenta el efecto de las cargas sobre el hueso cortical, para ello realizaron un análisis de elementos finitos FEA del cual se pudo concluir que la mejor alternativa para una prótesis implantada es que tenga un extremo en voladizo de 10 mm. Estudios similares, muestran que la desviación de la prótesis mandibular puede mejorarse si se incrementa el grosor o el área de la mucosa, ya que la precisión de la prótesis puede verse afectada por aspectos como densidad del hueso y el grosor de la mucosa. Aportes dados por Ochi⁶⁶, quien realizo modelos tridimensionales a partir de imágenes CT aplicando una de las técnicas de manufactura aditiva (estereolitografía), pudo evidenciar que estos modelos podrían ser usados como guías, lo cual contribuye de manera significativa en la precisión que debe tenerse en cuenta en la etapa de planificación.

La literatura también presenta una serie de problemas que surgen y que tienen que ser afrontados por el equipo de cirugía, para planificar adecuadamente la inserción de una prótesis de mandíbula, De Riu⁶⁷ presenta algunos problemas que se evidenciaron al momento de planificar una prótesis mandibular, entre ellos, está: la forma como se va a colocar y anclar la prótesis, que regularmente puede ser fácil, pero pueden aparecer problemas, relacionados con la anatomía del paciente, como por ejemplo, que este tenga una limitada apertura de la cavidad oral, lo cual repercute en el diseño, porque dificulta la inserción de la prótesis, además puede haber una gran cantidad de tejido blando o tejido de soporte con

⁶⁴ Op. Cit. 1312-1320.

⁶⁵ CORREA Santiago; Juliana Ivancik; Juan Felipe Isaza; Mauricio Naranjo; Evaluation of the structural behavior of three and four implant-supported fixed prosthetic restorations by finite element analysis; Journal of Prosthodontic Research. 2012. p. 110-119.

⁶⁶ OCHI Megumi; Manabu Kanazawa; Daisuke Sato; Shohei Kasugai; Shigezo Hirano; Shunsuke Minakuchi; Factors affecting accuracy of implant placement with mucosa-supported stereolithographic surgical guides in edentulous mandibles; Computers in Biology and Medicine. 2013. p. 1653-1660.

⁶⁷ DE RIU Giacomo; Silvio Mario Meloni; Alessandro Baj; Andrea Corda; Damiano Soma; Antonio Tullio; Computer-assisted orthognathic surgery for correction of facial asymmetry: results of a randomised controlled clinical trial; British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 2014. p. 251–257.

una red vascular importante que dificulta el procedimiento, también hay que tener en cuenta, la profundidad vestibular, la lengua, las mejillas y el tejido que cubre el reborde alveolar reconstruido, no se pueden tocar o invadir la zona de la arteria sublingual, o la zona del nervio mental⁶⁸, ya que esto podría generar alteraciones faciales o producir dolor, todos estos aspectos deben tenerse en cuenta para que se cumpla con el objetivo de la intervención que es alinear perfectamente la prótesis. Este artículo también muestra que estos problemas se pueden reducir adoptando métodos de cirugía asistida por computadora⁶⁹.

En los últimos años los implantes dentales se han desarrollado rápidamente, junto con el uso y las prestaciones, ya que ahora las prótesis dentales dan una alta y predecible probabilidad de éxito en rehabilitación⁷⁰.

La ATM es la articulación más compleja del cuerpo humano, la reconstrucción de esta parte del cuerpo se ha caracterizado por tener múltiples fallas entre los que se pueden diferenciar el diseño inadecuado, la falta de atención sobre los principios biomecánicos y la falta de experiencia de quien realiza estos implantes. Entre los tipos de prótesis para corregir fracturas o traumas mandibulares, encontramos los implantes totales de mandíbula y las prótesis para la ATM, en cuanto a esto [Poukens; 2012], desarrollo una prótesis total de mandíbula para una paciente de 83 años, quien sufría de una grave infección que se propagaba rápidamente por la mandíbula, con el fin de mantener la integridad de las vías respiratorias y la función de masticación tuvieron que extirpar la mandíbula, por los problemas que presento la apaciente el grupo interdisciplinario tomo la decisión de reconstruir toda la mandíbula, para lo cual el grupo solicito un implante impreso por una impresora 3D, el cual se realizó con base en imágenes de tomografía, este implante se produjo en titanio utilizando la técnica de manufactura aditiva de sinterizado laser, al finalizar el proceso la articulación temporomandibular fue restaurada al igual que la simetría facial, las conclusiones del procedimiento es que la prótesis era más pesada que la mandíbula natural y el tiempo de fabricación del implante se pudo reducir de un par de días a unas cuantas horas. La literatura reporta que el primer reemplazo de la articulación temporomandibular fue en los años 90 (1992-1995). Quinn⁷¹ señala que para llevar a cabo una cirugía

⁶⁸ BIDRA Avinash S; Flapless implant surgery to overcome anatomic challenges in the anterior mandible for overdenture therapy: A clinical report; University of Connecticut Health Center, Farmington. 2014. p. 175-180.

⁶⁹ PREIM Bernhard, Charl Botha; Chapter 17 – Computer-Assisted Surgery; Visual Computing for Medicine (Second Edition) Theory, Algorithms, and Applications. 2014. p. 593–623.

⁷⁰ MATSUDA Ken-ichi, Yuko Kurushima; Yoshinobu Maeda; Replacement of a mandibular implant-fixed prosthesis with an implant-supported overdenture to improve maintenance and care; Journal of Prosthodontic Research. 2014. p. 1-5.

⁷¹ QUINN Peter; Dolwick Franklin and Sinn Douglas; Total Mandibular Joint Replacement Surgical Guidelines; University of Pennsylvania. 2005. p. 1-20.

para la colocación de una prótesis de la articulación temporomandibular hay que seleccionar un implante de tamaño adecuado y hay que asegurarse que el implante quede paralelo a la línea horizontal de Frankfurt ya que si esto no es así puede conducir a que haya un desplazamiento de la prótesis, lo cual puede llevar a que aparezcan problemas como dolor de boca, cabeza y cara⁷².

Los tipos de implantes que reporta la literatura, son los implantes fijos y las prótesis dentales parciales removibles (PRDP). Las prótesis removibles han ganado en popularidad, ya que ofrecen un tratamiento especialmente atractivo debido a su relativa simplicidad, mantiene la estructura de los dientes, su grado de invasividad, accesibilidad, su bajo costo, y fácil mantenimiento, por ello son las más utilizadas en la práctica clínica⁷³. Al momento de querer protetizar hay que tener en cuenta la habilidad del paciente para mantener la salud oral, por ello, es que este tipo de prótesis toma cierta ventaja, ya que por ser removible puede limpiarse fácilmente, optimizando la salud oral y la calidad de vida. Sin embargo algunos problemas son la minimización de factores biomecánicos, ya que puede haber movimientos durante la masticación y la oclusión es una queja común de los usuarios que emplean este tipo de prótesis. Hace 30 años se introdujo la prótesis fija o de hueso anclado, la cual es un implante que va sujeto por tornillos en la mandíbula, para evitar los problemas que tiene las prótesis removibles durante el proceso de masticación, además las prótesis fijas conllevan a bajos riesgos durante el acto quirúrgico, proporciona una alta probabilidad y predictividad de éxito y reduce el tiempo de duración del tratamiento⁷⁴, algunos problemas mencionados por Lindquist⁷⁵, pueden ser pérdida de los empastes, en las roscas lo cual lleva a un aflojamiento del implante, tornillos fracturados y la movilidad de la prótesis.

Antes de colocar cualquier tipo de prótesis mencionadas, la planificación del tratamiento es esencial y se deben tener en cuenta aspectos como la posición ya que esto determinara las condiciones de carga de los implantes, los cuales están

⁷² HOWARD A. Israel; Laura J. Davila; The Essential Role of the Otolaryngologist in the Diagnosis and Management of Temporomandibular Joint and Chronic Oral, Head, and Facial Pain Disorders; *Otolaryngol Clin.* 2014. p. 301-331.

⁷³ MARQUES Thais Simek Vega Gonçalves; Camila Heitor Campos and Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia; Implant retention and support for distal extension partial removable dental. Prosthesis: Satisfaction outcomes; Piracicaba Dental School, University of Campinas, Piracicaba, São Paulo, Brazil. 2014. p. 1-6.

⁷⁴ PRIEST George; Jay Smith, and Michael G. Wilson; Implant survival and prosthetic complications of mandibular metal-acrylic resin implant complete fixed dental prostheses; Private Practice, Hilton Head Island, SC; Private Practice, Atlanta, Ga; Indiana University School of Medicine, Indianapolis. 2014. p. 1-10.

⁷⁵ LINDQUIST LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clin Oral.* 1996. p. 329-336.

limitados por factores anatómicos como: la forma del arco, la ubicación de las estructuras vitales y oclusión, pero los más importantes con la posición y distribución, especialmente la distribución para evitar cargas excesivas en los implantes, especialmente cuando hay extremos voladizos⁷⁶. La literatura, también menciona, que hay que realizar un análisis de desempeño biomecánico de la prótesis, al igual que hacer un análisis de elementos finitos FEA para estudiar la exactitud y viabilidad del método de reconstrucción a utilizar, con el fin de predecir el resultado en el uso humano, con lo cual también se puede optimizar la prótesis, seleccionar la geometría adecuada del tornillo para dispersar las fuerzas y mejorar así el rendimiento biomecánico⁷⁷.

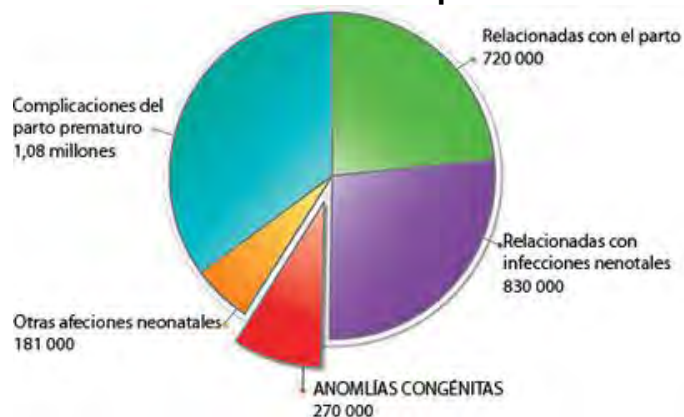
⁷⁶ TOURAH Anita; Alireza Moshaverinia and Winston W. Chee; Mandibular implant-supported fixed dental prosthesis with a modified design: A clinical report; Herman Ostrow School of Dentistry, University of Southern California. 2014. p. 91-95.

⁷⁷ LI Peng; Longduo Shen; Jia Li a, Rui Liang; Weidong Tian; Wei Tang; Optimal design of an individual endoprosthesis for the reconstruction of extensive mandibular defects with finite element analysis; Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery. 2014. p. 73-78.

5. MARCO TEÓRICO

Teniendo en cuenta los indicadores de salud definidos por la Organización Panamericana de la Salud como “una noción de la vigilancia en salud pública que define una medida de la salud (la ocurrencia de una enfermedad) o de un factor relacionado con la salud en una población específica”⁷⁸, estos muestran que las anomalías congénitas (AC) son la segunda causa de mortalidad en menores de un año, además generan más del 30 % de la discapacidad en la población en general. El Ministerio de Salud⁷⁹ y Zarate⁸⁰ muestra que las AC son las responsables del 20.8 % de las muertes en lactantes, efecto que se ha ido incrementando con el tiempo a una tasa constante, hecho apoyado en que las AC son un tipo de patología heterogénea, es decir que tiene causas diversas.

Figura 2. Causas de muerte neonatal en 193 países en 2010



Fuente: Anomalías Congénitas; OMS; [en línea]. 2014 [Consultado el 13 de agosto de 2014]. Disponible en internet:

<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs370/es/>

Al hablar sobre los factores que tienen incidencia para que se desarrollen enfermedades congénitas y de acuerdo a su importancia, como primera medida se

⁷⁸ Indicadores de Salud: Elementos Básicos para el Análisis de la Situación de Salud; [en línea] OPS; 2001; [consultado 13 de agosto de 2014]. Disponible en internet: http://www.paho.org/col/index.php?option=com_content&view=article&id=1882&Itemid=135

⁷⁹ Ministerio de salud y protección social-Colciencias; Guía de práctica clínica. Detección de anomalías congénitas en el recién nacido, 2013, [Consultado el 14 de agosto de 2014], Disponible en internet: http://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/INEC/IETS/GPC_Prof_Sal_AC.pdf.

⁸⁰ ZARANTE Ignacio, Liliana Franco, Catalina López, Nicolás Fernández. Frecuencia de malformaciones congénitas: evaluación y pronóstico de 52.744 nacimientos en tres ciudades colombianas. Biomédica 2010. p. 65-71.

ponen en manifiesto los antecedentes familiares de AC, seguido por la historia de exposición a teratógenos: factores físicos (radiaciones ionizantes), químicos (medicamentos) o microbiológicos (rubeola, sífilis) que puedan afectar el desarrollo embrionario (al entrar en contacto con la madre y según el tiempo de gestación), habrá una mayor probabilidad de provocar una anomalía en el embrión⁸¹.

Se debe tener en cuenta que muchas de las AC no pueden prevenirse, pero sí se realiza un diagnóstico que lleve a la detección temprana de este tipo de enfermedad, se pueden generar estrategias que disminuyan la morbimortalidad y las condiciones de discapacidad que este tipo de anomalía generan. Al centrar la atención en las AC que tienen mayor impacto en Colombia, con base en datos aportados por el Ministerio de Salud, los tipos de malformaciones de mayor frecuencia son las cardiopatías congénitas (15,73/ 10000 nacidos vivos), el síndrome de Down (17,82/ 10000), el de labio y paladar hendido (7,03/10000).

De otro modo, si las malformaciones congénitas son detectadas a tiempo se podrá actuar de manera oportuna, dando el manejo y tratamiento adecuado para preservar la vida y minimizar de alguna manera la discapacidad consecuente, como se mencionó, esta patología no es fácil de detectar en el estado de gestación, es por eso, que al recién nacido se le debe realizar un examen físico sistemático en busca de una anomalía. Este examen es una herramienta de diagnóstico de gran valor para el personal clínico debido a la sensibilidad para establecer una anomalía y es empleado de manera rutinaria. Otra herramienta con la que cuenta el personal asistencial son los exámenes clínicos los cuales son frecuentes que se realicen en el recién nacido en busca de signos de alerta para llegar a un diagnóstico de un error innato del metabolismo. La Microsomia Hemifacial (descrita en el capítulo 5.2) es una de estas anomalías congénitas la cual compromete la integridad de la articulación temporomandibular, la cual será estudiada a continuación.

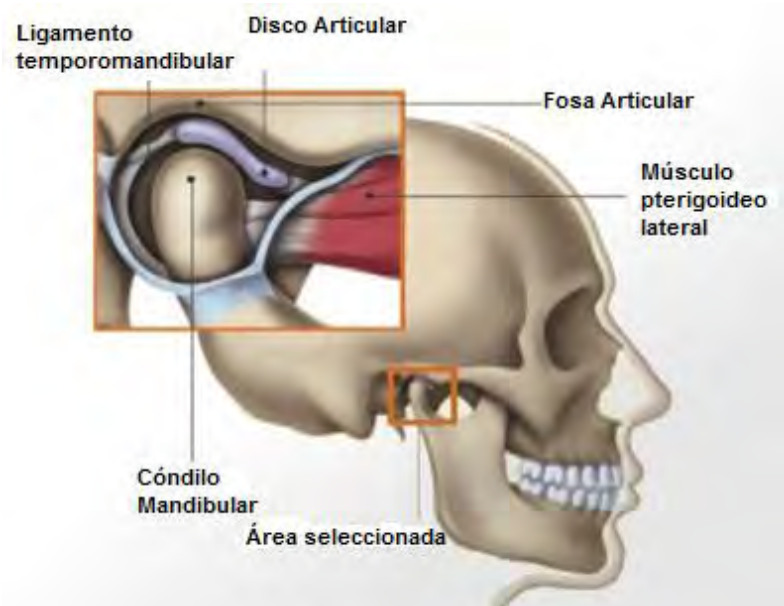
5.1 La Articulación Temporomandibular ATM

La articulación temporomandibular (ATM) (ver figura 5), es la articulación que existe entre el hueso temporal y la mandíbula. Es responsable de proporcionar los movimientos mandibulares (elevación, depresión, protrusión, retrusión y

⁸¹ GONZÁLEZ Yomar; informe final del evento anomalías congénitas hasta el periodo epidemiológico 13 del año 2012; Instituto nacional de salud; 2012.

movimientos laterales masticación)⁸² dichos movimientos son generados gracias a huesos, músculos y ligamentos que conforman la articulación. Como consecuencia a estos diferentes tipos de tejido, la articulación está expuesta a varios tipos de procesos patológicos, congénitos, adquiridos, locales y sistémicos, los cuales pueden provocar una pérdida severa de la estructura, fisiología, morfología y función de la misma⁸³.

Figura 3. Anatomía de la ATM



Fuente: Adaptado del Instituto de Cirugía Ortognática de Curitiba ICOC; [Consultado el 20 de agosto de 2014]. Disponible en internet: <http://www.icoc.com.br/>.

5.2 Descripción del caso de estudio

El caso de estudio del cual trata el presente proyecto de grado, es el de una persona de sexo masculino con Microsomía Hemifacial (HFM) también conocida con los nombres de microsomnia craneofacial, síndrome de primer y segundo arco

⁸² KEITH L. Moore, Arthur F. Dalley; anatomía con orientación clínica; quinta edición; editorial panamericana. 2007. p.980-986.

⁸³ DENIS Pimenta e Souza, Astrid Virginia Buysse Temprano, Élio Hitoshi Shinohara, Luiz Fernando Lobo Leandro y Paula Felix Falchet; Evaluación clínica de pacientes con prótesis total de articulación temporomandibular; Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial; 2013. p.107–115.

branquial y disostosis otomandibular⁸⁴. Es una enfermedad congénita, la segunda más común que se presenta en la región de la cabeza y cuello. Esta patología genera una malformación craneofacial heterogénea que se traduce en diversos grados de hipoplasia (desarrollo incompleto de un órgano o una parte de este) de las estructuras dentro del primer y segundo arco braquial, además es una enfermedad que afecta tanto la musculatura como el esqueleto facial de la persona que la padece (mandíbula, oído, maxilar, arco cigomático, el hueso temporal, el V y VII nervio craneal y los músculos faciales)⁸⁵, pero el grado de malformación ósea y muscular no presentan una relación directa o marcada. La etiología o causa de la enfermedad no es clara⁸⁶, pero puede deberse a alguno de los factores nombrados anteriormente.

5.3 Clasificación de la HFM

Los pacientes que tienen una alteración de este tipo, dependiendo de la necesidad del paciente y la deficiencia mandibular son segregados de acuerdo a la clasificación dada por Pruzansky:

Grupo I: Usuario funcional que tiene la articulación temporomandibular sin ninguna afectación y presenta una hipoplasia leve de la rama y el cuerpo de la mandíbula.

Grupo IIa: usuario funcional que tienen la articulación temporomandibular sin ninguna afectación. El cóndilo y la rama son pequeñas, la cabeza del cóndilo es aplanada, la fosa glenoidea está ausente y la coronoides también puede estar ausente.

Grupo IIb: Pacientes quienes requieren una reconstrucción de la articulación temporomandibular y de la rama de la mandíbula⁸⁷, el cóndilo es hipoplásico y se desplaza hacia la línea media en relación con el lado contralateral.

⁸⁴ MCCARTHY Joseph G., Barry H. Grayson; Craniofacial Microsomia; Current Therapy in Plastic Surgery 2006. p. 506–517.

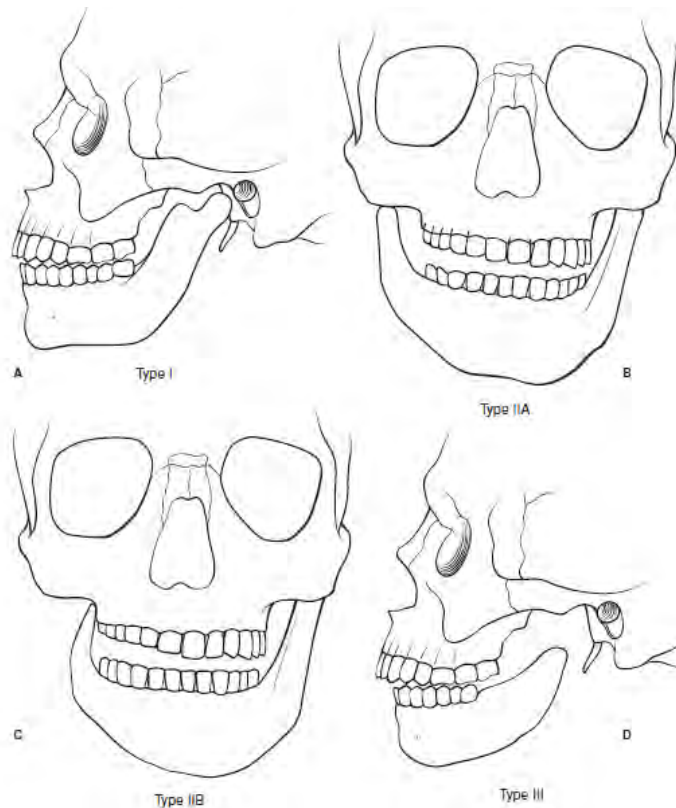
⁸⁵ URIBE F.R. Fariña, R. Torrealba, S. Valladares, J.P. Alister; Management and treatment protocol for hemifacial microsomia; 21st ICOMS. 2013.

⁸⁶ ONGKOSUWITO E.M. J.W. van Neck, E. Wattel, L.N. van Adrichem, A.M. Kuijpers-Jagtman; Craniofacial morphology in unilateral hemifacial microsomia; British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 51. 2013. p. 902–907.

⁸⁷AO Foundation; transforming surgery- changing lives. 2013, [Consultado el 5 de diciembre de 2014]. Disponible en internet: https://www2.aofoundation.org/wps/portal!/ut/p/c0/04_SB8K8xLLM9MSSzPy8xBz9CP0os3hng7BARydDRwN39yBTAYMvLwOLUA93I4MQE_2CbEdFAF3RnT4!/?segment=Congenital&bone=CMF&oloState=true&popupStyle=diagnosis&contentUrl=srg/popup/additional_material/95a/X020-HFM-Classification.jsp

Grupo III: Pacientes quienes requieren una reconstrucción de la articulación temporomandibular y de la rama de la mandíbula. La rama se reduce a una lámina delgada de hueso o está completamente ausente. Además se encuentra afectada la articulación temporomandibular⁸⁸.

Figura 4. Clasificación propuesta por Pruzanky



Fuente: MCCARTHY Joseph g.; chapter 26 craneofacial microsomia; Grabb and Smith's Plastic Surgery, sexta edición. 2007. p.250.

La Asociación de Microsomia Hemifacial⁸⁹ reporta que generalmente esta anomalía afecta solo un lado de la cara, pero otros mencionan que alrededor de un 20 a 30 % de los casos puede afectar ambos lados, de forma asimétrica y tiende a presentarse con preponderancia en el sexo masculino. El padecimiento

⁸⁸ MCCARTHY Joseph G.; chapter 26 craneofacial microsomia; Grabb and Smith's Plastic Surgery, Sexta edición. 2007. p.248-254.

⁸⁹ Asociación de Microsomia Hemifacial; [Consultado el 15 diciembre de 2014]. 2008; Disponible en internet: http://www.microsomiahemifacial.org/?page_id=26

de esta enfermedad compromete órganos como el maxilar inferior (mandíbula), el superior y los pabellones auriculares, lo cual genera una hendidura de la boca lateralmente (ver figura 4), además el pabellón auricular del lado afectado suele parecer más pequeño, en ocasiones puede apreciarse una forma de muñón y en otras incluso puede estar ausente, también pueden aparecer otro tipo de complicaciones como la insuficiencia respiratoria, trastornos de la deglución y aparecer apéndices pre auriculares, una especie de verrugas carnosas a lo largo de la cara.

Figura 5. Afectación facial provocada por HFM, caso de estudio.



Fuente: Elaboración propia

Como esta anomalía afecta la ATM, a su vez, puede afectar la parte interna del oído e incluso causar sordera⁹⁰, la frecuencia de ocurrencia de este tipo de enfermedad en estudios realizados en España es de 1/23489 nacidos vivos, lo que resultaría en 16 niños con este tipo de patología cada año, teniendo en cuenta lo mencionado por Garcia⁹¹ y el estudio colaborativo latinoamericano de malformaciones congénitas registrado entre 2001 y 2006 en Colombia se han registrado 27 casos, siendo la lateralidad derecha la más afectada .

⁹⁰ Op. Cit. p. 506–517.

⁹¹ GARCÍA Juan Camilo, Mario Andrés Caro, Pablo Vega, Juan Camilo Ospina, Ana María Zarante, e Ignacio Zarante; Epidemiología y factores de riesgo para microtia en Colombia; Acta Otorrinolaringológica Española Volume 60, Issue 2, 2009, p. 115–119.

5.4 Manufactura Aditiva AM.

También llamada fabricación aditiva, técnicas aditivas, manufactura de capa aditiva o fabricación por capas, fabricación libre y proceso aditivo⁹², como su nombre lo indica, es un proceso en el cual cada parte de un objeto es creada por la adición de material capa por capa, mientras que la manufactura tradicional es un proceso sustractivo a partir de la materia prima. El proceso que implementa la manufactura aditiva para crear componentes es adicionar material capa por capa, sin requerir de otro paso o proceso adicional⁹³, en la manufactura aditiva se usan archivos tipo .STL, que es el archivo donde está contenido el modelo triangular del objeto que se vaya a fabricar, esta técnica con más de 20 años de historia, ha sido aplicada en la fabricación de prototipos conceptuales y funcionales, esta tecnología emergente está concentrada en tres áreas específicas 1) proceso de manufactura y materiales. 2) diseño y 3) Gestión, organización y puesta en práctica.

La manufactura ofrece varias ventajas las cuales ya fueron expuestas, pero como todo proceso también conlleva una serie de desventajas entre las que podemos diferenciar, las capacidades de diseño del software de diseño asistido por computador y la capacidad del diseñador, este tipo de manufactura ha encontrado una serie de aplicaciones importantes como lo es el proceso de fabricar objetos con propiedades geométricas robustas, y ciertas propiedades mecánicas complejas como las que se presentan en el área de la ingeniería biomédica y la ingeniería aeroespacial⁹⁴. Los avances más recientes son en los procesos de manufactura ya que ahora se pueden encontrar técnicas de fabricación o tecnologías de fabricación como la estereolitografía (SL), modelado por deposición fundida (FDM), impresión 3D (3DP)⁹⁵; fusión por haz de electrones (EBM), sinterizado laser de metal directo (DMLS), fusión de laser selectivo (SLM) y sinterizado laser selectivo (SLS)⁹⁶, estas técnicas permiten realizar un proceso de fabricación digital, controlando las propiedades mecánicas y las características

⁹² GEBHARDT Andreas; Understanding Additive Manufacturing; Hanser Publications, Cincinnati. 2011. p.1-161.

⁹³ CHUA C.K., K.F. Leong; Introduction to rapid prototyping of biomaterials; Rapid Prototyping of Biomaterials Principles and Applications. 2014. p.1-15

⁹⁴ PARTHASARATHY Jayanthi; Binil Starly; Shivakumar Raman; A design for the additive manufacture of functionally graded porous structures with tailored mechanical properties for biomedical applications; Journal of Manufacturing Processes. 2011. p. 160-170.

⁹⁵ MAZZOLI Alida; Selective Laser Sintering in Biomedical Engineering; University Politecnica delle Marche; Springer. 2013. p. 245-256.

⁹⁶ MELLOR Stephen; Liang Hao and David Zhang; Additive manufacturing: A framework for implementation; Int. J. Production Economics. 2014. p. 194-201.

tanto internas como externa⁹⁷. En cuanto a la fabricación de partes dentales lo que mas se usa es el SLM, ya que permite desarrollar partes metálicas (Titanio), material que se usa ampliamente em el área de la medicina⁹⁸, de igual manera ha habido avances en esta tecnología en cuanto al desarrollo de materiales que han propiciado la ampliación del espectro de aplicaciones, por ejemplo los materiales compuestos de celosía han sido creadas para replicar el comportamiento del hueso, otros materiales como el titanio y el aluminio han permitido satisfacer las necesidades de desarrollar partes complejas, con buenas propiedades, de buena precisión y con predecibles propiedades mecánicas y ciertas características internas, que mejoran la eficiencia, características que se tienen muy en cuenta en aplicaciones biomédicas, sector que continuamente está buscando piezas más ligeras, con buena resistencia mecánica y con excelentes propiedades biológicas⁹⁹.

5.5 Métodos para tratar alteraciones de la ATM

Como la ATM es un componente importante del sistema estomatognático hay que preservar su funcionalidad; por ello para tratar las alteraciones graves de la ATM se emplean diferentes métodos, entre ellos encontramos artroplastias (remodelación quirúrgica de una articulación¹⁰⁰), osteotomías de deslizamiento, los injertos autógenos, las prótesis aloplásticas o una combinación entre las dos últimas¹⁰¹. Los métodos más empleados son los injertos de hueso autógeno (si fuese el caso la región más idónea para hacer la donación es el arco costal) y las prótesis aloplásticas. Hay reportes que mencionan que el primer procedimiento puede generar complicaciones como: lesiones pleurales, neumotórax, hemotórax, infecciones y dolor crónico en la zona donante. De igual forma surge el inconveniente de no tener control sobre el crecimiento del injerto, por lo que puede haber un crecimiento excesivo generando latero desviación mandibular y/o prognatismo después de algunos años¹⁰².

⁹⁷ HARRYSSON O, Cormier D. Direct fabrication of custom orthopedic implants using electron beam melting technology; *Advanced manufacturing technology for medical application*. 2006. p. 191–206.

⁹⁸ GEBHARDT Andreas; Frank-Michael Schmidt; Jan-Steffen Hötter; Wolfgang Sokalla, Patrick Sokalla; *Additive Manufacturing by Selective Laser Melting The Realizer Desktop Machine and its application for the Dental Industry*; ScienceDirect. 2010. p. 543-549.

⁹⁹ Op. Cit p. 160-170.

¹⁰⁰ *Diccionario de medicina*; editorial complutense; universidad de Oxford; paginas 64-65; 2007.

¹⁰¹ WESTERMARK A. P. Hede'n, E. Aagaard, C.-P. Cornelius: The use of TMJ Concepts prostheses to reconstruct patients with major temporomandibular joint and mandibular defects. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 40. 2011. p. 487–496.

¹⁰² GARCÍA Sánchez Aitor, Miguel Ángel Morey Mas, Mikel Ramos Murguialday, Sergi Janeiro Barrera, Iñaki Molina Barraguer y José Ignacio Iriarte Ortabe; *Reconstrucción de la articulación temporomandibular postraumática con prótesis a medida. Planificación quirúrgica virtual*; *Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial*; 2011. p.53-60.

5.5.1 Prótesis aloplásticas

Este método es quizá el más utilizado ya que no presenta tantas complicaciones en la ATM. Este tipo de prótesis están indicadas para pacientes con importantes defectos mandibulares o que presenten inflamación o reabsorción patológica de la ATM, además también es aplicable en usuarios que padecen enfermedades autoinmunes o del colágeno (artritis reumatoides, artritis psoriásica, lupus, espondilitis anquilosante), anquilosis, secuelas de traumatismo, tumores en la región articular y deformidades congénitas (microsomia hemifacial)¹⁰³.

Teniendo en cuenta lo mencionado y el caso de estudio, se realizó una consulta en la literatura sobre los tipos de prótesis aloplásticas que se utilizan y en qué casos aplica. En este sentido¹⁰⁴ en sus aportes menciona que la ATM requiere ser reconstruida en casos irreversibles donde el tratamiento no es viable. Este mismo autor señala que los dispositivos aloplásticos son viables en pacientes que presentan anquilosis y deformidad anatómica grave producida por afecciones traumáticas o congénitas, igualmente señala que los factores que pueden generar fracaso son la presencia de tumores que afecten las estructuras articulares y enfermedades inflamatorias autoinmunes o del tejido conectivo con afección articular grave. Las prótesis aloplásticas son una buena opción para recuperar la función de la mandíbula y mejorar la calidad de vida de los pacientes, ya que el dolor se reduce y la apertura de la boca mejora significativamente con el tiempo.

5.5.1.1 Componentes de las prótesis aloplásticas

Las prótesis aloplásticas para reemplazo de la ATM se componen de: el componente que reemplaza la fosa y el componente de reemplazo del cóndilo mandibular. Varios autores como Quinn¹⁰⁵ y Kanatas¹⁰⁶ describen que las prótesis para ATM, representan la mejor alternativa, comparada con otros procedimientos reconstructivos, la razón es porque atenúa el tiempo de hospitalización y la morbilidad quirúrgica ya que no se requiere un órgano donado y por ende ningún tipo de fijación intermaxilar después de la cirugía, mejora la función mandibular y por ende la calidad de vida de los pacientes.

¹⁰³ Op. Cit. p. 107–115

¹⁰⁴ Op. Cit. p.53-60.

¹⁰⁵ QUINN P: Pain management in the multiply operated temporomandibular joint patient. J Oral Maxillofac Surg 58(10, Suppl. 2). 2010. p.12-14.

¹⁰⁶ KANATAS AN, Needs C, Smith AB, Moran A, Jenkins G, Worrall SF: Short-term outcomes using the Christensen patient-specific temporomandibular joint implant system: a prospective study. Br J Oral Maxillofac Surg 50(2). 2012. p.149-153.

Figura 6. Componentes prótesis aloplásticas para ATM



Fuente: TMJ - Biomet Microfixation; Implantec [en línea]. 2014 [Consultado el 20 de octubre de 2014]. Disponible en internet:

<http://www.implantecmg.com.br/ProdutosVer.asp?idcat=1&idsubcat=18>

5.5.2 Tipos de prótesis aloplásticas para reemplazo de la ATM

La literatura reporta prótesis aloplásticas para reemplazo de la ATM, entre las que se destacan: a) TMJ Concepts (TMJ Concepts Inc., Ventura, CA [Estados Unidos]) y b) prótesis Biomet (Biomet Microfixation, Jacksonville, FL [Estados Unidos]), estos dispositivos médicos buscan proporcionar buena fidelidad con el fin de lograr movimientos maxilomandibulares aceptables, además permiten el reposicionamiento de la mandíbula y el maxilar según las osteotomías planificadas para conseguir una oclusión céntrica y con la relación maxilomandibular deseada.

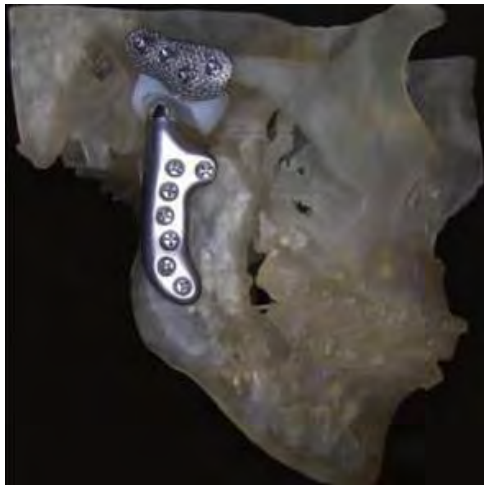
5.5.2.1 Prótesis TMJ concepts

La prótesis TMJ está fabricada en titanio y la superficie articular condilar es una aleación de cromo, cobalto y molibdeno. La fosa glenoidea se constituye igualmente de dos materiales, titanio comercialmente puro (Ti CP) y UHMWPE cuyo desgaste es inferior a otros polímeros¹⁰⁷.

¹⁰⁷ TMJ Concepts; description of the implants. [Consultado el 16 de octubre de 2014]. Disponible en internet: <http://tmjconcepts.com>

Es una prótesis diseñada para llevar a cabo un reemplazo total de la articulación, la literatura reporta buenos resultados derivados del uso de esta prótesis. Mercuri¹⁰⁸ menciona que al aplicar este tipo de prótesis, el retorno de la función articular es prácticamente inmediata después de la cirugía, además mejora la función mandibular, reduce el dolor, la discapacidad y previene la morbilidad¹⁰⁹. Aunque, Algunas contraindicaciones son el uso en pacientes con diabetes mellitus e infecciones activas, igualmente se menciona que son de alto costo, pero no hay que desconocer que representan un bajo costo en términos de hospitalización y procesos de recuperación¹¹⁰.

Figura 7. Prótesis TMJ concepts



Fuente: SHIFFMAN Melvin; Autologous fat transfer; Autologous fat grafts placed around Temporomandibular Joint TMJ; TMJ Concepts; Springer. 2010. p. 363.

¹⁰⁸ MERCURI LG. Use of alloplastic prostheses for temporomandibular reconstruction. J Oral Maxillofacial Surgery; 58. 2000. p.70–75.

¹⁰⁹ LOUIS G. Mercuri; The role of custom-made prosthesis for temporomandibular joint replacement; Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial; 3 5(1). 2013. p.1–10.

¹¹⁰ Ibid . p.1–10.

5.5.2.2 Prótesis Biomet Microfixation

El componente mandibular Biomet es de una aleación de cromo, cobalto molibdeno con revestimiento con aerosol de plasma-titanio para favorecer la osteointegración, mientras que la fosa está constituida de titanio y UHMWPE. Al igual que la prótesis TMJ concepts la prótesis Biomet microfixation tiene la aprobación de la FDA.

En estudios realizados por Lobo¹¹¹ y Giannakopoulos¹¹² se pudo evidenciar que esta prótesis es una opción segura y eficaz para el restablecimiento de la función del sistema estomatognático, igualmente se observaron mejoras significativas a largo plazo en el rango de movimiento mandibular, los niveles de dolor, la interferencia con la alimentación y la apertura máxima inter-incisal (MIO).

Figura 8. Prótesis Biomet



Fuente: Conalmedicas; Generalidades del sistema de reemplazo de la ATM [en línea] 2014. [Consultado el 22 de octubre de 2014]. Disponible en internet <http://www.conalmedicas.com/3_atmcopy.php>.

¹¹¹ LOBO Leandro, H. Y. Ono, C. C. de Souza Loureiro, K. Marinho, H. A. Garcia Guevara: A ten-year experience and follow-up of three hundred patients fitted with the Biomet/Lorenz Microfixation TMJ replacement system. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 42. 2013. p.1007–1013.

¹¹² GIANNAKOPOULOS Helen E. Douglas P. Sinn and Peter D. Quinn, Biomet Microfixation Temporomandibular Joint Replacement System: A 3-Year Follow-Up Study of Patients Treated During 1995 to 2005. *American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons.* 2012. p. 787-794.

5.5.3 Modelos de prótesis para reemplazo de la ATM

En el mercado existen dos modelos diferentes de prótesis para el reemplazo de la ATM, los modelos hechos a medida y los estándar, cada uno de ellos tiene ciertas ventajas y desventajas, las cuales según Ramos¹¹³ están asociadas con la geometría.

En el modelo estándar algunas desventajas son la falta de previsibilidad para una revisión quirúrgica, el límite de tamaño en la prótesis, pérdida de movimiento de traslación ocasionando pérdida de lateralidad y protrusión debido a la desinserción del músculo pterigoideo lateral, fractura de la prótesis, pérdida de algunos movimientos mandibulares y fractura de elementos de sujeción como tornillos Garcia¹¹⁴. También el componente de reemplazo de la fosa no se adapta de manera inmediata y es necesario hacer varias pruebas para la elección de este componente. Una de las limitaciones en el componente de reemplazo del cóndilo es el tamaño y no son posibles cambios para mejorar la oclusión; igualmente el componente estándar, utiliza tres tornillos de titanio para ajustar la fosa y nueve para el cóndilo. Por otro lado, en los modelos realizados a medida éstas limitaciones no existen, pero si se pone en evidencia su costo el cual puede ser un 50 % más alto que el modelo estándar, pero requiere una validación antes de ser implantado. Algunos problemas compartidos son las alergias que pueden manifestar los usuarios al material, las infecciones y las enfermedades sistémicas. En algunos pacientes el implante se tuvo que retirar debido a la metalosis causada por la reacción del tejido al material de aleación cromo cobalto o al titanio, otros problemas reportados son los derivados del desgaste del componente de la fosa que genera cambios en la biomecánica de la mandíbula¹¹⁵.

5.6 Procesamiento de superficies 3D: Filtros

En la generación de superficies 3D a partir de imágenes, se crea la necesidad de contar con herramientas robustas que permitan eliminar el ruido. En los últimos años, se han propuesto diferentes técnicas para el tratamiento de superficies tridimensionales, que buscan limpiar la malla para obtener un modelo de buena calidad [Fournier; 2011]¹¹⁶. La literatura reporta varios métodos para procesar superficies, entre ellos se encuentran:

¹¹³ RAMOS, M. Mesnard; Comparison of load transfers in TMJ replacement using a standard and a custom-made temporal component; Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery. 2014. p. 1-7.

¹¹⁴ GARCIA Guevara Henry, Joao Gavranich, Thais Araujo-Moreira, Valquiria Vasconcellos, Luiz L. Leandro; Temporomandibular joint prostheses: An alternative for impacted mandibular condyle in middle cranial fossa; Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial. 2013. p. 181-185.

¹¹⁵ Op. cit.. p. 1-7.

¹¹⁶ Fournier Marc; Mesh filtering algorithm using an adaptive 3D convolution kernel applied to a volume-based vector distance field; Computers & Graphics 35; pages 668-676 2011.

5.6.1 Método Isotrópico

Este método ajusta simultánea y repetidamente la ubicación de cada vértice al centro de la geometría teniendo en cuenta la vecindad del voxel. Aunque este filtrado es simple y rápido, presenta problemas de sobre suavizado, contracción de volumen y pérdida de características geométricas importantes¹¹⁷. Además se sugiere que este método sea utilizado para tratar caras indiscriminadamente lisas y con características bien definidas. Un ejemplo de filtros que implementan el método isotrópico es el de flujo Laplaciano, el de suavizado Laplaciano (Laplacian Smooth) y el de Taubin (Taubin Smooth) quien desarrollo un algoritmo Laplaciano discreto para generar superficies mediante el promedio ponderado de la vecindad del voxel, cabe resaltar que este algoritmo solo es aplicable para el procesamiento de mallas¹¹⁸.

5.6.2 Método anisotrópico

Contrario a los filtros isotrópicos, esta este método, empleado para preservar las características geométricas de la superficie. Algunos de ellos fueron inspirados por los conceptos originalmente expuestos en el procesamiento de imágenes 2D, como la difusión anisotrópica y el espacio escala. Aunque estos filtros pueden proporcionar resultados con alta calidad, el inconveniente que presentan es la gran cantidad de tiempo de cálculo (gasto computacional) que restringe su aplicabilidad. Varios métodos de filtrado anisotrópico se han estudiado un ejemplo de ellos son los filtros bilateral¹¹⁹, trilateral, y el filtro de Wiener, los cuales pueden eliminar el ruido y conservar las características geométricas. Sin embargo prestan poca atención a mejorar la regularidad de la malla y si la intensidad del ruido aumenta, estos métodos a menudo dan resultados indeseables¹²⁰.

Las técnicas descritas anteriormente se les conoce con el nombre de eliminación de ruido de mallas o mesh denoising, algunos autores como Roughly define este

¹¹⁷ WEI Mingqiang, Wuyao Shen, Jing Qin, Jianhuang Wu, Tien-Tsin Wong, Pheng-Ann Heng; Feature-preserving optimization for noisy mesh using joint bilateral filter and constrained Laplacian smoothing; Optics and Lasers in Engineering 51. 2013. p.1223–1234.

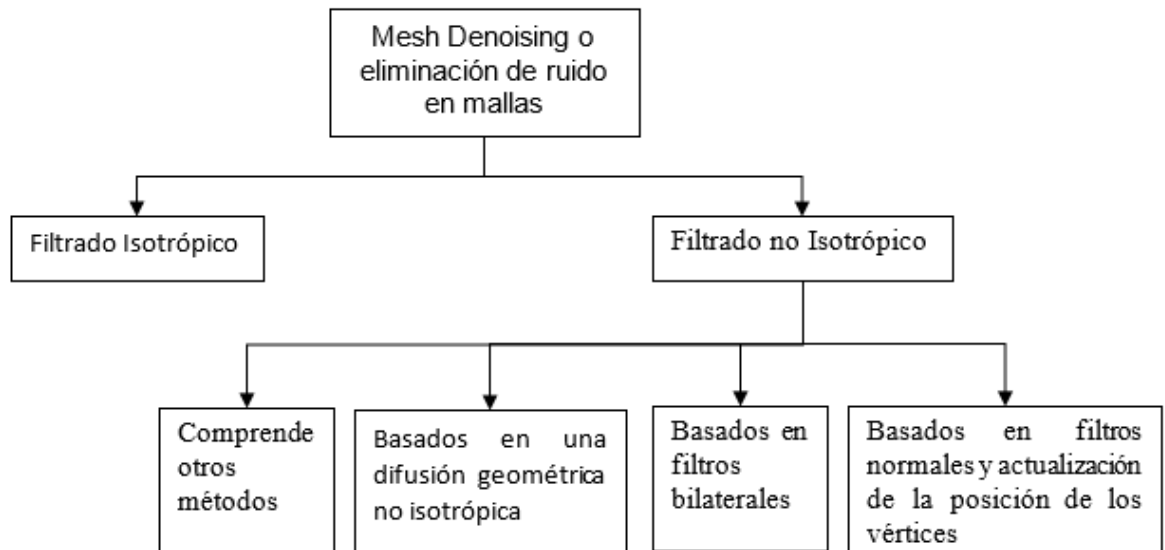
¹¹⁸ PARK Min Ki, Seung Joo Lee, In Yeop Jang, Yong Yi Lee, Kwan H.Lee; Feature-aware filtering for point-set surface denoising; Computers &Graphics. 2013. p. 589–595.

¹¹⁹ ZHENG Youyi Hongbo Fu Oscar Kin-Chung Au Chiew-Lan Tai. Bilateral Normal Filtering for Mesh Denoising. IEEE. 2013. p. 1-10.

¹²⁰Op. Cit. p.1223–1234.

tipo de técnicas como aquellas que se utilizan para ajustar la posición de los vértices sin cambiar la conectividad de la malla 3D. Esta técnica se clasifica en dos categorías principales: el enfoque de paso simple y el de doble paso. El enfoque sencillo cambia la posición del vértice usando las coordenadas del vértice original y las del vecindario que lo rodean. Por otro lado, el enfoque dual ajusta la cara y luego modifica la posición del vértice usando la minimización del error, criterio basado en el ajuste normal. En este sentido un buen procesamiento de una superficie es aquel que permite obtener una superficie suave y con ángulos de buena calidad. El concepto de buena calidad hace referencia a que la superficie no contenga ruido o artefactos y que la variación en las curvaturas no sean bruscas, además los ángulos deben estar entre 0 y 180 ^o¹²¹.

Figura 9. Clasificación de los filtros para procesar mallas.



Fuente: Adaptado de: ANDRE Gagalowicz and Phillips Wilfried; computer Vision/ Computer Graphics Collaboration techniques; Springer. 2009. p. 22-29.

¹²¹ WANG Jun, Zeyun Yu; Quality mesh smoothing via local surface fitting and optimum projection; Graphical Models 73. 2013. p. 127–139.

5.6.3 Otros métodos

Otros filtros para el tratamiento de superficies 3D reportados en la literatura son los filtros Poisson y Smooth utilizados para rellenar agujeros en los modelos virtuales 3D¹²², también el filtro Gaussiano que se implementan para suavizar la imagen, eliminar las interferencias y los datos redundantes¹²³. El objetivo de ellos es eliminar el ruido que altera la superficie, mantener las características geométricas y producir el menor efecto secundario.

¹²² Op. Cit. p.14-17.

¹²³ AURICCHIO Ferdinando; Michele Conti; Carolina Ferrazzano; Gregory A. Sgueglia; A simple framework to generate 3D patient-specific model of coronary artery bifurcation from single-plane angiographic images; Computers in Biology and Medicine. 2014. p. 97–109.

6. METODOLOGÍA

El proceso de diseño de una prótesis de mandíbula es complejo, ya que, busca ofrecer un dispositivo protésico adecuado, que pueda ser empleado por la cirugía maxilofacial para mejorar la calidad de vida de aquellos pacientes con deformidades estéticas y funcionales¹²⁴. Con este proyecto pretende diseñar un prototipo de prótesis mandibular, a partir de un modelo tridimensional de esa estructura afectada, mediante la digitalización de esta parte anatómica, empleando, los sistemas de diagnóstico de imágenes médicas como tomografía computarizada (CT) y/o por Resonancia Magnética (MRI), para posteriormente exportar estas imágenes en formato DICOM a los software para análisis de imágenes médicas¹²⁵. Inicialmente se siguió la metodología propuesta por Isaza¹²⁶, para la reconstrucción 3D de estructuras craneofaciales, sin embargo, primero se realizó una revisión de los programas que existen en el mercado y que han sido diseñados para procesar y/o analizar imágenes radiológicas obtenidas de los sistemas de diagnóstico de imágenes médicas.

6.1 Programas para visualización y/o procesamiento de imágenes medicas

La función de los programas es transformar los datos planos de las imágenes a un archivo STL, este archivo será exportado al software Meshmixer x64 con el cual se procesará el sólido para corregir los errores que se pueden presentar en la etapa de adquisición de las imágenes radiológicas, los cuales dependen principalmente de la fuente de rayos X, sin desconocer otros factores como la zona en la cual se trabaje, la trayectoria de rotación, el detector de rayos X y el procesamiento de datos como umbralizacion. Además muchas imágenes biomédicas, no pueden ser visualizadas en los programas tradicionales para llevar a cabo un análisis y un posterior diagnóstico, debido al formato y al tamaño de las imágenes [Loménie; 2012]; por ello existe una diversidad de programas orientados especialmente a la lectura y/o procesamiento de imágenes médicas en formato DICOM, los cuales son de gran utilidad para estudiantes y profesionales de todos los sectores. En el mercado existen varios programas tanto gratuitos como comerciales que permiten

¹²⁴ RITTO Fabio G.; Thiago G. Ritto; Danilo Passeado Ribeiro; Paulo José Medeiros and Márcio de Moraes; Accuracy of maxillary positioning after standard and inverted orthognathic sequencing; Federal University of Rio de Janeiro. 2014. p. 1-8.

¹²⁵ SANTOLARIA J; R. Jiménez, M. Rada, F. Loscos; Error compensation method for improving the accuracy of biomodels obtained from CBCT data; Medical Engineering & Physics. 2014. p. 397–404.

¹²⁶ ISAZA Juan Felipe; Mauricio Naranjo; Metodologia para la reconstruccion 3D de estructuras craneofaciales y su utilización en el método de elementos finitos; Universidad EAFIT; volumen 4. 2008. p. 129-149.

visualizar y/o analizar imágenes médicas, a continuación se describen algunos de ellos:

- Aeskulap – DICOM Viewer: Capaz de cargar archivos en formato DICOM almacenadas en CD, DVD, USB, de igual forma este programa es capaz de consultar y recolectar imágenes en este formato desde los nodos de almacenamiento en la red o también llamados PACS (archivo de imágenes y sistema de comunicación) que manejan los Hospitales, una limitante que tiene este programa, es que está disponible en inglés y alemán¹²⁷. Este software se desarrolló para trabajar con el sistema operativo Linux pero también está disponible para Windows.
- Image J: Es un programa de procesamiento que trabaja en el dominio Java. Este programa fue desarrollado por Wayne Rasband en 1997 y aún continúa actualizándose¹²⁸. Este software funciona on line en dispositivos móviles o para ser descargado en equipos de oficina, esto siempre y cuando el dispositivo tenga instalada la plataforma virtual de Java en versiones 1.4 o anteriores, además es un software diseñado para correr en todos los sistemas operativos. También permite editar, analizar, procesar, guardar y leer imágenes de carácter científico en varios formatos (TIFF, GIF, JPEG, BMO, DICOM, FITS). Ofrece otras herramientas que permiten al diseñador tener un programa que se adopte a sus necesidades, este software ha sido implementado para calcular el área que ocupan los pixeles en una región determinada por este, medir distancias y ángulos, manipular aspectos globales de la imagen como contraste, hacer suavizados, detectar contornos, mejorar la nitidez y aplicar filtros de mediana; hacer acercamientos de hasta 32:1 y alejar la imagen en la misma proporción. Según resultados de Passoni¹²⁹, el programa ofrece una fidelidad aceptable. El número de imágenes que puede importar está limitado por el tamaño en memoria del equipo.
- OsiriX: Otro software dedicado a procesar imágenes en formato DICOM (extensiones “.dcm / .DCM”), extensiones propias de equipos de imágenes médicas como MRI, CT, PET y ultrasonido. También otras extensiones comunes como JPEG. OsiriX está diseñado específicamente para la

¹²⁷ Medfloss; Medical Free/Libre and Open Source Software; [Consultado 30 de octubre de 2014]; Disponible en internet: <http://www.medfloss.org/node/91> 2010.

¹²⁸ RASBAND, W. S. Image J: Image Processing and Analysis in Java. Available from the U.S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA.; ImageJ; [consultado el 30 de octubre de 2014]; disponible en internet: <http://imagej.net/ImageJ1> 2010.

¹²⁹ PASSONI Sabrina, Fernando da Silva Borges, Luiz Fernando Pires, Sérgio da Costa Saab, Miguel Cooper. Software Image J to study soil pore distribution. Lavras, v.38. 2014, p.122-128.

navegación y visualización de imágenes de forma multimodalidad y multidimensional porque posee un visualizador 2D, 3D y 4D (un visualizador 3D pero con una dimensión temporal adicional) y el 5D el cual contiene una dimensión temporal y funcional. El modo 3D permite realizar reconstrucciones multiplanares, representar superficies y medir volumen. Este software está disponible para trabajar en 32 o 64 bits, la versión de 64 bits permite hacer una carga ilimitada de imágenes y mejores prestaciones para representaciones 3D, contrario con lo que sucede con la de 32 bits la cual solo permite cargar un archivo de máximo 4 GB¹³⁰.

- **Kradview:** Es solo un visualizador, es libre y está disponible solo para el sistema operativo Linux y otros software libres, este software ha sido desarrollado en lenguaje C++ usando las librerías KDE, las rutinas de procesamiento de imagen como análisis, renderizado, umbralización entre otras han sido desarrolladas en lenguaje C, mientras que la interfaz gráfica se diseñó en lenguaje C++, con rutinas externas C para hacerlo más rápido; el objetivo con el cual se desarrolló el software es que los usuarios puedan hacer representaciones gráficas sin importar el tamaño de la imagen desde cualquier lugar. Adicionalmente Kradview ofrece a sus clientes la posibilidad de descargas miles de imágenes radiológicas¹³¹.
- **Dicom Window:** Es un software de carácter público, el cual proporciona a pacientes y personal médico una herramienta capaz de visualizar imágenes médicas y realizar operaciones básicas sobre ellas (seleccionen de imágenes, acercamientos, cambiar la ventana y mostrar etiquetas DICOM), este programa fue desarrollado como tesis de grado de Paolo Corsini, Enrico Zenucci y Silvia Suardi de la universidad "Università degli Studi di Brescia".
- **Mito medical Imaging Toolkit:** Es un software de código abierto con base en una arquitectura multiplataforma diseñado para la visualización de imágenes médicas avanzadas, este programa hace posible visualizar la información contenida en radiologías e imágenes almacenadas en los PACS de acuerdo al formato estándar DICOM, esta herramienta ofrece al usuario la posibilidad de visualizar imágenes en 2D y 3D¹³², además proporciona funcionalidades interesantes como segmentar, fusionar e

¹³⁰ Antoine Rosset and Joris Heuberger. OSIRIX. 2010. p. 1-3.

¹³¹ ORCERO Santo; Falcó Montesinos, Zacharias, C. R. Kradview a free radiological image viewer for free operating systems. Universidad de Málaga; Universidad Cardenal Herrera; UNESP.

¹³² Medfloss; Medical Free/Libre and Open Source Software; MITO - Medical Imaging Toolkit; [Consultado el 30 de octubre de 2014]; disponible en internet: <http://www.medfloss.org/node/648> 2010.

interactuar con la representación 3D en un entorno virtual. Algunas deficiencias presentadas por Ramos¹³³ es que no permite guardar imágenes en formato JPG y BMP, no permite abrir más de una serie de imágenes y en ocasiones es un poco lento.

- Tutatix: Es un visualizador de imágenes DICOM, el cual se construyó para que sea una guía con la cual se conozca y se entienda mejor como trabaja el formato DICOM y así poder hacer aplicaciones que mejoren los sistemas de diagnóstico. Este programa está escrito en lenguaje C++ Python, está disponible en español e inglés¹³⁴; la ventaja que aporta este software es la documentación la cual es detallada y fácil de entender¹³⁵.
- V3D-Viewer: es otro programa diseñado para visualizar imágenes médicas, desarrollado por Dirk-Jan Kroon¹³⁶. Este software fue construido con base en el lenguaje .Net y la librería VTK, además esta herramienta permite representar imágenes en tres dimensiones, generar el volumen, mejorar la apariencia global de la imagen manipulando el histograma y ofrece una herramienta para detectar contornos. Según el diseñador ha sido implementado por especialistas en angiografía para el análisis rotacional en tres dimensiones de este tipo de imágenes.
- Irad: software de código abierto para visualizar imágenes médicas procedentes de equipos de imagenología como CT, MRI y ultrasonido de manera rápida y eficiente, este programa se construyó para trabajar bajo el sistema operativo de MAC el OSX, utiliza para la interfaz gráfica los programas Quicktime y OpenGL de alto desempeño, este programa es compatible con extensiones como JPEG, RLE e imágenes DICOM en escala de grises, permite exportar imágenes a Quicktime y en formatos como el JPEG2000, TIFF y BMP. Además permite hacer mediciones y proporciona herramientas para marcar secciones las cuales pueden ser circulares, rectangulares y polígonos.

¹³³ Ramos Filipe Barra, Renato Ramos Barra, Alaor Barra Sobrinho. Freeware medical image viewers: can we rely only on them. Radiol Bras. 43. 2010. p. 313–318.

¹³⁴ Medfloss; Medical Free/Libre and Open Source Software; TutatiX; ; [Consultado el 30 de octubre de 2014]; disponible en internet: <http://www.medfloss.org/node/649> 2010.

¹³⁵ Castelluci Pietro; sourceForge; Open Dicom Viewer; [Consultado el 30 de octubre de 2014]; disponible en internet <http://dicom-viewer.winsite.com/linux/> 2015.

¹³⁶ Dirk-Jan Kroon; V3D-Viewer; [Consultado el 30 de octubre de 2014]; disponible en internet: <http://www.v3d-viewer.com-about.com/>

- Ginkgo CADx: otro programa construido para visualizar imágenes en formatos DICOM, PNG, JPEG, PDF, TIFF y BMP, además este software proporciona al usuario un soporte documentado acerca de las funciones del programa y otras funciones avanzadas (no incluidas en el paquete gratuito) que permiten cargar videos y acceder a protocolos de apoyo. En el paquete gratuito se incluyen herramientas avanzadas para generar piezas con volumen a partir de imágenes, reconstruir superficies y orientar el sólido en los tres ejes anatómicos (modo reconstrucción oblicua axial, coronal y sagital), también permite observar un video de la toma del paciente, seleccionando la cantidad de fotogramas por segundo y se puede realizar una comparación entre dos imágenes radiológicas lo cual resultaría útil en el campo médico. Permite activar la opción para visualizar los datos del paciente y de la toma (nombre, identificación, dimensiones de la toma, grosor del corte). Un aspecto a resaltar es que este programa es capaz de comunicarse con equipos de video como endoscopios, colposcopios y cámaras de quirófano y cámaras intraorales que manejen la interfaz de red RTSP, con este instrumento es posible obtener todas las tomas que hace la cámara para obtener el video y analizar cada uno, el único requisito es que el dispositivo médico debe tener un puerto de salida tipo (RCA,VGA).
- MRlcro: Es una herramienta de computación independiente diseñada para dispositivos con sistema operativo Windows y Linux, la cual permite abrir archivos DICOM para visualizar imágenes médicas provenientes de MRI y PET, también incluye instrumentos computacionales para completar superficies, este programa se diseñó principalmente para analizar de manera eficiente imágenes cerebrales e identificar regiones de interés y exportar dichas imágenes en otros formatos. El programa es amigable, fácil de usar ya que si el usuario no tiene conocimiento sobre la herramienta que va a utilizar, al posarse sobre ella con el cursor ésta despliega un mensaje con una descripción corta de su funcionamiento, incluso cuenta con un manual que describe todas las funciones. MRlcro permite ver una imagen en varios formatos, incluido el SPM el cual contiene la información de la imagen en la extensión .img y los datos de ella como dimensiones, los formatos y comentarios están en la extensión .hdr, el entorno del programa permite seleccionar que información se desea ver. También permite cambiar la apariencia global de la imagen manipulando el brillo y contraste, de igual forma tiene una herramienta de autoajuste, con el cual la imagen se ajusta a un 1 % negro y 1 % blanco, útil en imágenes de resonancia, para las imágenes tomográficas el programa contiene valores preestablecidos que permiten mejorar el contraste para resaltar estructuras como por ejemplo los huesos o los tejidos, permite hacer acercamientos de hasta pero si el usuario solo quiere resaltar ciertas secciones también lo puede hacer. Al igual que programas descritos anteriormente MRlcro

permite visualizar el sólido en los tres planos anatómicos más una proyección que es visualizar todos los planos al mismo tiempo, en la visualización 3D se puede rotar y ajustar los ejes del sólido a gusto del usuario, una herramienta útil es la opción de superponer imágenes para observar la correlación que existe entre dos imágenes, además para hacer una superposición no necesariamente las imágenes deben tener la misma dimensión. MRicro detecta automáticamente el formato de la imagen, la excepción son las imágenes en formato ECAT, los cuales para visualizarse primero deben convertirse a formato Analyze.

- Droid Dicom Viewer: Es un software libre y gratuito, utilizado para visualizar imágenes en formato DICOM codificados ya sea en 8 o 16 bits en escala de grises; este software está especialmente diseñado para trabajar en dispositivos móviles (plataforma Android) por ello el requisito del tamaño de la imagen, es solo un programa para visualización y puede ser de gran utilidad en la práctica médica.
- MITK 3M3: Es una aplicación gratuita y amigable desarrollado con el fin de garantizar una visualización de imágenes radiológicas de forma eficaz y eficiente, este programa proporciona un manejo intuitivo y fácil de manejar, tiene herramientas versátiles para llevar a cabo el análisis de imágenes, genera visualizaciones de alta calidad, permite la manipulación de un gran número de imágenes (versión 64 bits), las imágenes pueden ser visualizadas en 2D y 3D, además de poder generar volúmenes y proporciona un gran número de herramientas de medición, se puede realizar superposición de imágenes, permite comparar imágenes cronológicamente y está disponible para sistemas operativos Linux, Windows y Mac OS .
- InVesalius: Es un software médico de carácter público, diseñado para apoyar el diagnóstico de enfermedades y la planeación de las cirugías. Está diseñado con base en una secuencia de imágenes 2D adquiridas ya sea por CT o MRI, además este programa reconstruye superficies virtuales en 3D correspondientes a la región anatómica de interés, también es versátil y ha sido de gran utilidad en varios campos de la ciencia como la medicina, odontología, veterinaria, arqueología e ingeniería. Este programa permite visualizar archivos DICOM y exportarlos como archivos STL para que puedan ser impresos en impresoras 3D y obtener un modelo tangible. Esta construido para funcionar en sistemas operativos como Linux y Windows, el desarrollador recomienda utilizarlo con un equipo que cuente con un procesador de 64 bits para visualizar de mejor manera los archivos 3D, el

número de imágenes que se pueden manipular con el software está limitado al espacio en memoria RAW ya que según esto pueden manipularse de 500 a 3000 imágenes.

- Nukak3D: Es otro de los software libres desarrollado por el grupo de investigación de bioingeniería en el marco del proyecto de computación grafica de la universidad nacional de Colombia, el programa integra bibliotecas graficas de uso general y bastante conocidas como los VTK, ITK, VTKInria3D, OpenGL, y una interfaz gráfica de usuario wxWidgets que permite la visualización de imágenes en tres dimensiones y el procesamiento de imágenes médicas, además ofrece ciertas herramientas que permiten mejorar las imágenes porque se puede configurar la segmentación, aplicar filtros como el gaussiano y el de mediana, además de otros que actúan sobre el sólido para reconstruir superficies, en este mismo campo hay ciertas herramientas que permiten trabajar sobre el mallado para hacer triangulaciones, diezmar, suavizar o normalizar. La arquitectura del programa permite que este funcione en sistemas operativos como Windows, Mac OS y Linux.
- EZDICOM: Software diseñado para desplegar imágenes médicas provenientes de tomografías, resonancias y radiologías y ultrasonidos, un punto importante es que el programa automáticamente hace el reconocimiento del formato de la imagen, la plataforma del programa está diseñada para cualquier tipo de usuario ya que es amigable y fácil de usar, en este sentido el ezDICOM para usuarios es una herramienta que permitirá explorar imágenes médicas, otro aspecto es que se pueden mejorar aspectos de la imagen como contraste y brillo, de igual forma se pueden exportar la imagen en otros formatos como JPEG, PNG y BMP, el desarrollador sugiere que el programa no sea usado para caracteres clínicos, ya que la calidad de la imagen puede variar porque todas las imágenes se muestran en escala de grises en 256 niveles o sea que solo trabaja con 8 bits.

6.1.1 Criterios para la selección de los programas para el análisis de imágenes médicas en formato DICOM

Del listado anterior fueron seleccionados cuatro programas. En el proceso de selección se tuvo en cuenta los siguientes criterios:

- El programa debe permitir tanto la visualización como el procesamiento de imágenes 2D.
- El software debe ser gratuito, libre y funcionar bajo el sistema operativo Windows 64 bits.

Con base en lo anterior, los programas seleccionados fueron Ginkgo CADx; MITO; MTK e Invesalius. Como cada programa tiene características propias se definió una técnica que se describe más adelante, para evaluar objetivamente las características que otorga cada software. Además se utilizó un Phantom para validar las herramientas que cada software ofrece.

Sin embargo las herramientas como los Phantom no solo se utilizan para realizar mediciones con los programas de procesamiento de imágenes Dicom, sino que son utilizados para llevar a cabo mediciones de radiación y para calibración de equipos de imágenes diagnosticas que utilizan radiación ionizante como principio de funcionamiento, es por ello que se describe el proceso de validación de dichos equipos porque es en esta actividad donde cobran vital importancia los Phantom.

6.2 Procedimiento de validación para equipos que usan radiación ionizante

El equipo de tomografía emplea radiación ionizante para obtener imágenes médicas, por esta razón, autoridades internacionales de protección radiológica como la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP, por sus siglas en ingles) y la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA) recomiendan realizar pruebas de verificación periódicamente para evaluar la dosis de radiación y la calidad de la imagen, a fin de prevenir altas dosis de radiación que puedan perjudicar al paciente y al personal asistencial o incluso sean causantes de

cáncer¹³⁷. Los exámenes que emplean este tipo de radiación va en aumento y por ello en algunos países estas pruebas son de obligatorio cumplimiento¹³⁸.

Las imágenes de tomografía computacional se generan por la atenuación del haz de rayos X producida por la interacción de los rayos al atravesar el tejido de interés, esta atenuación es medida en Unidades Hounsfield (UH) y a cada pixel de la imagen le corresponde un UH específico. La Comisión Electrotécnica Internacional (IEC)¹³⁹, la Comisión Americana de Físicos en Medicina (AAPM) y el Instituto de Física e Ingeniería en Medicina (IPEM) han otorgado pautas para el seguimiento y verificación de estos sistemas a fin de garantizar la fiabilidad y las expectativas en términos de rendimiento, seguridad y durabilidad.

Tabla 1. Características Phantom de referencia

Tipo de Phantom	Diámetro (mm)	Altura (mm)	Material
The CIRS phantom ¹⁴⁰	320	150	PMMA
Catphan Phantoms ¹⁴¹	150	140	No se especifica
CT body dosimetric phantom	320	150	PMMA

El proceso de verificación de estos equipos requiere de una herramienta que simule la anatomía humana denominado Phantom o “fantasma” (herramienta física la cual busca imitar el tejido humano con el fin de realizar pruebas de verificación y

¹³⁷ SKRZYNSKI Witold. Measurement-based model of a wide-bore CT scanner for Monte Carlo dosimetric calculations with GMCTdospp software. Physica Medica. 2014. p. 1-6.

¹³⁸ GULLIKSRUD Kristine, Caroline Stokke, Anne Catrine Trægde Martinsen. How to measure CT image quality: Variations in CT-numbers, uniformity and low contrast resolution for a CT quality assurance

Phantom. Physica Medica 30. 2014. p. 521-526.

¹³⁹ Comisión Electrotécnica Internacional (IEC); seguridad eléctrica de equipos médicos; disponible página web <<http://www.iec.ch/energy/devices.htm>> 2014.

¹⁴⁰ Tissue Simulation and Phantom Technology - CIRS ; CT doses Phantom; [consultado el 15 de noviembre de 2014]; disponible en internet: <http://www.cirsinc.com/products/modality/15/ct-dose-phantoms/?details=specs>

¹⁴¹ The Phantom Laboratory; Catphan 500 and 600 Manual; [consultado el 15 de noviembre de 2014]; disponible en internet <http://www.phantomlab.com/library/pdf/catphan500-600manual.pdf>

calibración de equipos médicos)¹⁴². Cabe mencionar que los controles de calidad pueden desarrollarse con distintos niveles de complejidad, dependiendo de los objetivos que se persigan, los medios y materiales disponibles para realizarlos.

Tabla 2. Descripción de materiales y características geométricas del Phantom utilizado para la evaluación de los programas.

Material	Forma	Ancho [mm]	Alto [mm]
PMMA	Rectangular	25.75	11.41
PU	Rectangular	26.56	8.60
PTFE	Cilíndrico	19.45 *	134.75
UHMWPE	Rectangular	25.99	9.48

*para el teflón este valor corresponde a un diámetro.

La herramienta para llevar a cabo la verificación para la presente investigación fue diseñada por el autor (ver figura 5) con base en trabajos realizados por Zarb¹⁴³ Chaikh¹⁴⁴ y Gulliksrud¹⁴⁵ quienes presentaron las características de los Phantom empleados (ver tabla 1), además Gulliksrud presenta la clase de materiales que se adhieren al Phantom para simular las diferentes densidades de los tejidos. Los materiales utilizados por los autores son: Acrílico (PMMA); polietileno; teflón (PTFE); polietileno de baja densidad (LDPE); aire; Delrin y polimetilpenteno (PMP). Para la implementación del Phantom se utilizó PMMA, PU, PTFE y polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE, por sus siglas en inglés). La geometría de cada uno de ellos se especifica en la tabla 2.

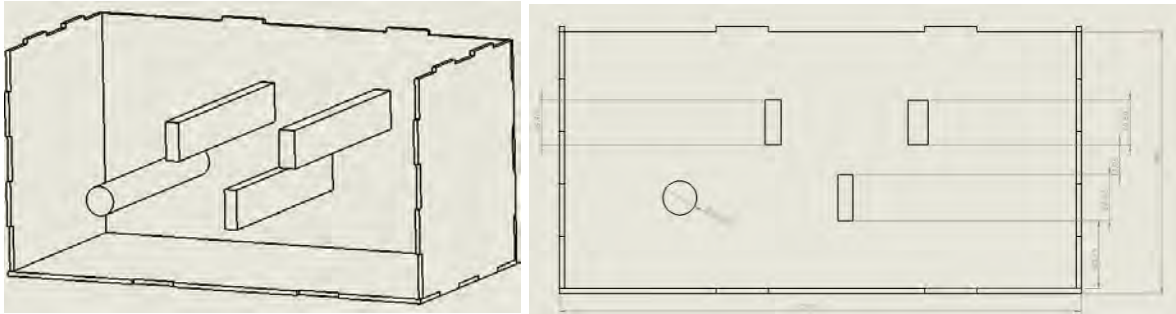
¹⁴² YASUKAWA Kazuhiro, Takafumi Kunisue, Kaoru Tsuta, and Yasuo Shikinami; An Ultrasound Phantom with Long-Term Stability Using a New Biomimic Soft Gel Material; IEEE; 2007.

¹⁴³ ZARB Francis, Louise Rainford, Mark F. McEntee. Developing optimized CT scan protocols: Phantom measurements of image quality. Radiography. 17. 2011. p. 109-114.

¹⁴⁴ CHAIKHA J.-Y. Girauda, J. Balosso. Effect of the modification of CT scanner calibration curves on dose using density correction methods for chest cancer. IRBM. 2014.

¹⁴⁵ GULLIKSRUD Kristine, Caroline Stokke, Anne Catrine Trægde Martinsen. How to measure CT image quality: Variations in CT-numbers, uniformity and low contrast resolution for a CT quality assurance phantom. Physica Medica 30. 2014. p. 521-526.

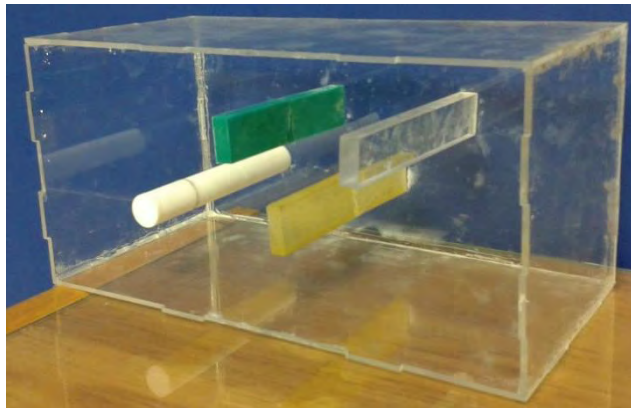
Figura 10. Imagen CAD del Phantom



Fuente: Elaboración propia

El modelo tipo CAD fue llevado a un prototipo físico, el cual fue utilizado para realizar cortes transversales con un equipo de tomografía y posteriormente fue reconstruido tridimensionalmente para realizar mediciones y poder comprobar experimentalmente cual es el mejor software de reconstrucción.

Figura 11. Prototipo del Phantom utilizado como modelo experimental.



Fuente: Elaboración propia

6.3 Evaluación de los programas para el procesamiento de imágenes médicas en formato DICOM

A los cuatro programas previamente seleccionados se importaron las imágenes del Phantom obtenidas por tomografía, para que sean analizadas por cada uno de ellos teniendo en cuenta sus prestaciones computacionales. Se generó una tabla comparativa y de acuerdo a los valores de esta se eligió la mejor herramienta, el proceso se describe a continuación.

6.3.1 Procedimiento para la captura tomográfica del Phantom

El Phantom fue ingresado al tomógrafo (Siemens; Somatom Sensation Cardiac) perteneciente al área de imágenes diagnosticas de la fundación Valle del Lili (Cali-Colombia) con el cual se realizaron cortes transversales con un grosor de (0.7 mm), atendiendo el protocolo seguido para la captura de las imágenes del cráneo del paciente.

Figura 12. Ingreso del Phantom al equipo de tomografía



Los cortes transversales en formato DICOM (546 imágenes) se almacenaron en un medio magnético (DVD), para posteriormente abrir el fichero con cada

programa previamente seleccionado y con ellos medir las características geométricas del Phantom y de cada material que lo conforma.

6.3.2 Criterios de evaluación y selección del software

El fichero que contiene las imágenes capturadas con el tomógrafo se importó a cada software, con el fin de medir las características geométricas de todas las partes que conforman el Phantom y hacer una comparación teniendo en cuenta los valores nominales dados en la siguiente tabla.

Tabla 3. Valores nominales de los materiales que conforman el Phantom.

	PU (mm*mm)	PTFE (mm*mm)	PMMA (mm*mm)	UHMWPE (mm*mm)
Valores nominales	26,42*138,88	19,45*134,86	25,65*134,70	25,78*128,30

Nota: los valores fueron medidos con un pie de rey con una precisión de 0,02 mm

Haciendo uso de las herramientas de procesamiento que proporciona cada programa. Para ser más objetiva e intuitiva la evaluación se seleccionó el frame donde se ubica cada material y se realizó un procesamiento a las imágenes (segmentación) con lo cual se logró resaltar el material y contrastarlo con el fondo, con ello se definió una frontera para poner los marcadores y realizar la medición (ver figura 11). Adicionalmente se registró el tiempo que cada programa tarda en cargar las 546 imágenes del Phantom. Al finalizar este proceso con todos los programas, se generó una tabla comparativa en la cual se anexaron los resultados y se calculó el error de cada medición.

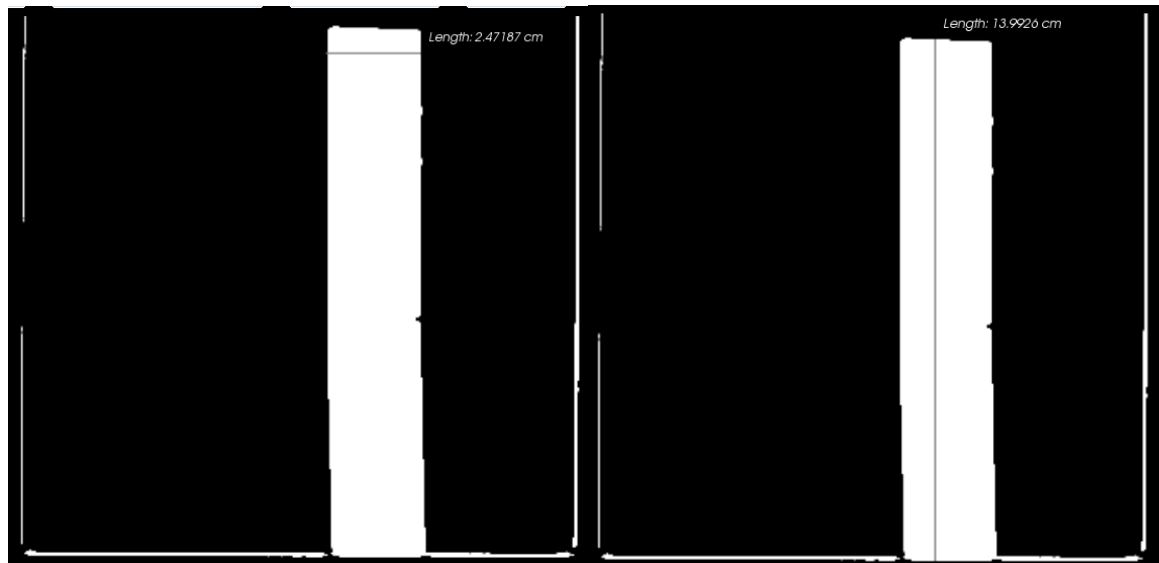
Tabla 4. Parámetros medidos para evaluar el desempeño de los programas de procesamiento de imágenes médicas en formato DICOM.

	Invesalius	Ginkgo CADx	MITO	MTK
Tiempo de carga de las imágenes (s)	26,69	203,75	43,69	7,47
Dimensiones nominales de la cubierta (mm)	150*300	150*300	150*300	150*300
Dimensiones medidas de la cubierta (mm)	150,33	149	149,637	149,15
% error en las dimensiones de la cubierta	0,22	0,66	0,24	0,56

Programa	PU	% error	PTFE	% error	PMMA	% error	UHMW PE	% error	% acumulado
Invesalius	25,83* 139,77	2,23* 0,64	19,98* 135,40	2,73* 0,40	24,80* 134,87	3,31* 0,12	24,86* 128,51	3,57* 0,16	11,84 1,32
Ginkgo CADx	24,8* 139,6	6,13* 0,52	19,4* 135,2	0,25* 0,25	24* 134,6	6,43* 0,07	25,3* 128,5	1,86* 0,16	14,67 1,00
MITO	24,718 7* 139,92 6	6,44* 0,75	19,4219 * 136,395	0,14* 1,14	24,277 3* 135,07 0	5,35* 0,27	25.616 8* 128.00 8	0,63* 0,22	12,56 2,38
MTK	25,16* 139,55	4,77* 0,48	19,30* 135,45	0,77* 0,44	24,07* 134,57	6,16* 0,10	25,16* 128,37	2,40* 0,05	14,10 1,07

Las dimensiones corresponden a la altura y ancho de cada material, las dimensiones están dadas en (mm*mm). Se tomó un valor nominal para establecer un valor de referencia.

Figura 13. Segmentación y medición de las características geométricas del PU.



Para calcular el error de las mediciones realizadas con los programas se utilizó la definición matemática:

$$\% \text{ error} = \frac{|\text{Valor nominal} - \text{valor medido}|}{\text{valor nominal}} * 100$$

Teniendo en cuenta los datos de la tabla 4, se pudo evidenciar que el mejor programa para realizar mediciones en imágenes en formato DICOM fue Invesalius con un error porcentual del 11,84 %, sin embargo el programa más eficiente fue MTK, con base en este resultado las imágenes del caso de estudio se procesaron y analizaron con el programa InVesalius 3.0 (desarrollado por el centro de investigación Renato Archer Information Technology Center-CTI) [Kazuo; 2008].

6.4 Protocolo para el procesamiento de archivos STL

Para hacer más intuitivo el análisis de las imágenes transversales del Phantom con el software previamente seleccionado se definió el siguiente protocolo:

- Carga de imágenes

El fichero con las 546 imágenes transversales del Phantom en formato DICOM fue importado al software Invesalius 3.0 para llevar a cabo la reconstrucción tridimensional.

- Creación de la superficie 3D

Para la reconstrucción 3D se usaron todos los cortes y se importaron dentro del programa para generar una visualización multiplanar. En este ítem se creó una máscara que contiene la región de interés, finalmente con la herramienta “configurar nueva superficie”, se creó una teniendo en cuenta la máscara previamente establecida. La superficie con la representación tridimensional del Phantom, se guardó en el equipo en formato STL.

- Procesamiento de superficies.

Debido a los problemas con las superficies 3D mencionados en el capítulo 4, y por el muestreo inconsistente, las oclusiones y las limitaciones físicas inherentes de los equipos de imagenología, la superficie tridimensional reconstruida en la fase anterior, contiene áreas o puntos con ruido que provocan una distorsión e incluso agujeros. En este paso se pretende optimizar la malla para mejorar su calidad y suavizar las superficies, alterando lo menos posible las características geométricas. Para lograrlo se aplicaron filtros de suavizado como smooth, el de flujo Laplaciano y Taubin. En este sentido Belyaev [Belyaev; 2004] menciona que y en la práctica 30 a 50 iteraciones son suficientes para lograr un estado de equilibrio en la malla.

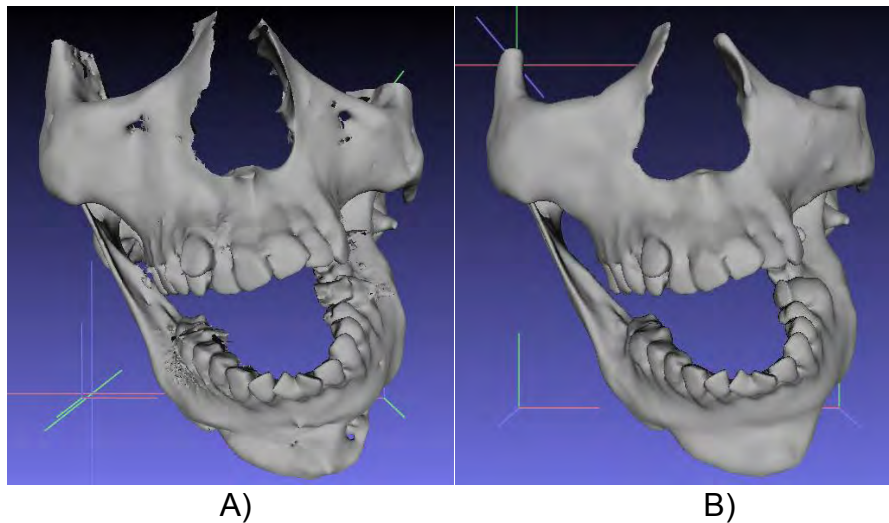
Al aplicar los filtros se pudo evidenciar que el número de vértices no varía, con lo cual se puede deducir que los filtros aplicados no alteran el número de vértices de la malla.

Tabla 5. Parámetros tenidos en cuenta para la aplicación de filtros en el procesamiento de superficies 3D.

Volumen inicial (mm ³)	Filtro (10 iteraciones)	Nuevo Volumen (mm ³)	Filtro (50 iteraciones)	Nuevo Volumen (mm ³)
160,449	Laplaciano	158,721	Laplaciano	152,529
160,449	Taubin	160,491	Taubin	160,642
160,449	Smooth	160,446	Smooth	160,402

De los resultados obtenidos se pudo evidenciar que los mejores resultados se obtuvieron al aplicar cada filtro 50 veces, probando lo reportado en la literatura (Taubin; 1995), además de la tabla anterior se pudo inferir que el filtro que menos afecta las características geométricas es Smooth.

Figura 14. Cráneo del caso de estudio antes y después de aplicar los filtros propuestos.



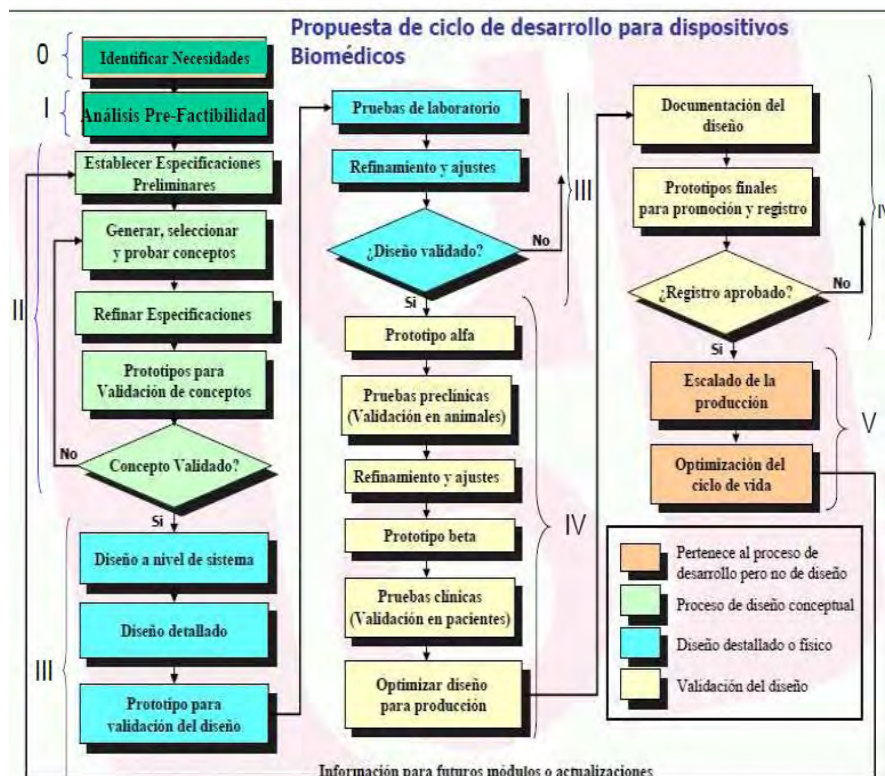
A) Cráneo antes del proceso de filtrado, B) Cráneo después del proceso de filtrado.

- Al culminar con el procesamiento de mallas, aplicando los filtros expuestos en el ítem anterior, se procedió a guardar el archivo como una nube de puntos.

6.5 Metodología seguida para el desarrollo de la prótesis de mandíbula.

El proceso de desarrollo del prototipo, tuvo como base las seis fases del desarrollo de productos propuestas por Ulrich¹⁴⁶, Díaz¹⁴⁷ y por Mendez¹⁴⁸; cuyo proceso comienza con la planeación, diseño conceptual, diseño a nivel de sistema, ingeniería de detalle, prueba y refinamiento.

Figura 15. Fases de desarrollo para dispositivos biomédicos.



Fuente: MÉNDEZ Arando; propuesta de ciclo de desarrollo para dispositivos biomédicos; [Consultado 27 04 2014]. Disponible en internet: [http://augusta.uao.edu.co/moodle/file.php/3273/03 Metodologia para el diseno d e dipositivos.pdf](http://augusta.uao.edu.co/moodle/file.php/3273/03_Metodologia_para_el_diseno_de_dipositivos.pdf).

¹⁴⁶ ULRICH Karl and Eppinger Steven; diseño y desarrollo de productos, enfoque multidisciplinario; tercera edición; McGrawHill; 2004.

¹⁴⁷ DIAZ Andres; Metodología para el desarrollo de dispositivos médicos basados en el empleo de polímeros activos como sensores y actuadores; universidad politécnica de Madrid; 2009.

¹⁴⁸ MÉNDEZ Arando; propuesta de ciclo de desarrollo para dispositivos biomédicos; (citado 27 de abril de 2014); disponible página web.

[http://augusta.uao.edu.co/moodle/file.php/3273/03 Metodologia para el diseno de dipositivos.pdf](http://augusta.uao.edu.co/moodle/file.php/3273/03_Metodologia_para_el_diseno_de_dipositivos.pdf)

La fase cero del proyecto fue la planeación, etapa que antecedió la aprobación y el lanzamiento del proyecto, en esta fase se incluyó la estrategia y la valoración de los desarrollos en tecnología, que para este trabajo, fue el diseño de un prototipo de prótesis mandibular con base en modelos anatómicos tridimensionales, adicionalmente se evaluaron los tipos de prótesis mandibulares propuestos por la literatura y la pertinencia de utilizar dichos modelos, con el fin de desarrollar un prototipo que imitara el comportamiento de la ATM para lograr satisfacer las necesidades de las personas con HFM, teniendo en cuenta la situación científico-tecnológica y socio-económica del momento.

Para asegurar el éxito de diseñar un prototipo de prótesis mandibular se analizó la tecnología y la información sobre el éxito de productos existentes en el mercado para tratar alteraciones congénitas como la HFM, teniendo en cuenta los parámetros geométricos, las ventajas y desventajas de cada uno de ellos, con el fin de hacer una selección objetiva e impulsar el producto que se pretendía desarrollar. Los planes fueron desarrollados teniendo en cuenta las metas, capacidades, limitaciones y el ambiente competitivo; en este último se incluyen los, aspectos regulatorios y de gestión de la calidad.

Para llevar a cabo el proceso de filtrado se tomó como referencia los datos comparativos de Ramos¹⁴⁹ y Wolford [Wolford; 2003], es estudios realizadas con prótesis realizadas a medida y prótesis comerciales, además se otorgó una calificación de (0) si cumplen con el criterio, una calificación de (+) si la variante es superior a la otra y de (-) si la variante es inferior.

Tabla 6. Filtrado de conceptos

Criterio de selección	Variantes de conceptos	
	Prótesis hecha a medida	Prótesis estándar
Geometría para permitir el movimiento de elevación	0	0
La prótesis se ajusta a la geometría del usuario	+	0
Permite ajustar el tamaño del componente que reemplaza el cóndilo para mejorar la oclusión	+	+

¹⁴⁹.Op. Cit. p. 1- 7.

Tabla 7.(continuación)

Micro movimientos menores a 40 μm	+	-
Numero de tornillos para ajustar la fosa (4)	+	0
Numero de tornillos para ajustar el cóndilo (<9)	+	0
Diámetro de los tornillos (> 2mm)	+	+
Coefficiente de fricción entre el tornillo y el agujero (>0.3)	-	+
Se puede ajustar el componente que reemplaza la fosa para mejorar la oclusión	+	+
Costo	-	+
Esfuerzo Von Mises	+	-
Deformación componente medio	+	0
Total	7	3

Al analizar la tabla anterior se pudo extraer que las características que se debían manejar y mejorar eran los aspectos económicos y biomecánicos.

Teniendo en cuenta la clasificación de los productos de desarrollo, en este trabajo de grado se realizó una **Mejora incremental a la prótesis existente con el fin de** agregar o modificar algunas funciones, para mantener la línea del producto actualizada y competitiva.

Después de haber elegido el tipo de producto a desarrollar, se propuso un conjunto de ideas del producto; la selección de estas, se hizo teniendo en cuenta los objetivos y las necesidades que presentan las actuales prótesis de mandíbula. Se seleccionó la idea más atractiva y la que cumplió con el mayor número de requerimientos. El proceso se describe a continuación.

6.5.1 Desarrollo del concepto.

En esta fase se identificaron las necesidades tanto del paciente como del mercado objetivo, en el caso de ingeniería biomédica se identifican a través de la observación directa, a través de médicos, pacientes, proveedores de servicios de salud y la propia experiencia. Para este trabajo se identificaron a través del paciente, la revisión de artículos y de proveedores locales; con lo cual se generaron y evaluaron algunos conceptos.

El concepto en si es una descripción de la forma, función y características de un producto acompañado generalmente por especificaciones como, análisis de productos competitivos y una justificación económica del proyecto ya que este deberá ser viable técnica y económicamente. En este caso, lo que se pretende es optimizar la funcionalidad, la calidad y la estética.

El diseño conceptual del prototipo de prótesis se realizó con base en datos recopilados en artículos en los cuales Ramos¹⁵⁰ [Mesnard; 2014] realizaron una comparación entre el modelo estándar y una prótesis hecha a medida. En estos estudios el autor pudo concluir que:

Entre la prótesis y la anatomía pueden haber micro movimientos, causados, quizá por los componentes que sujetan la prótesis al hueso craneal y al hueso de la mandíbula, estos micro movimientos son indeseables, ya que no permiten la generación de tejido alrededor del componente de reemplazo, este proceso también llamado osteointegración, favorece la sujeción, este mismo autor menciona que la literatura reporta que el límite de micro movimientos es 40 μm , movimientos superiores no permiten la osteointegración.

Normalmente la prótesis se sujeta a la anatomía del paciente con 13 tornillos, distribuidos de la siguiente manera, 4 para sujetar el componente de la fosa al cráneo y 9 para sujetar el componente del cóndilo a la mandíbula, pero se debe tener en cuenta que clínicamente este número no es necesario.

Para mejorar la sujeción de la prótesis con la anatomía del usuario Westermarck sugiere que se debe mejorar la interacción mecánica entre el tornillo y los

¹⁵⁰ RAMOS António, Michel Mesnard; Load transfer in Christensen TMJ in alloplastic total joint replacement for two different mouth apertures; Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery. 2014. p. 1-8.

agujeros, por esta razón hay que trabajar en el coeficiente de fricción entre el tornillo y el agujero y la geometría de los orificios, en este sentido el tener bordes redondeados en los agujeros proporciona un soporte más estable.

Otras de las anotaciones realizadas por estos autores es que el esfuerzo en el componente temporal (área entre la fosa y el cóndilo), es más crítico en la prótesis estándar, pero ambas geometrías comparten el hecho que el esfuerzo máximo se encuentra alrededor de los agujeros donde encajan los tornillos.

Adicionalmente a lo expresado anteriormente, el concepto se realizó con base en la prótesis Biomet Microfixation descrita en el capítulo 5, teniendo en cuenta que favorece la osteointegración y que está disponible en el mercado local.

6.5.2 Identificación de las necesidades

Atendiendo el modelo de desarrollo de productos de Ulrich, al analizar los artículos y la necesidad planteada por el usuario y los proveedores se presenta un listado con las necesidades:

- Favorecer el movimiento de elevación de la mandíbula
- Atenuar los micro movimientos
- Reducir el número de tornillos para sujetar la prótesis
- Ajustar la prótesis a la anatomía del usuario
- Mejorar la interacción mecánica entre el tornillo y los agujeros
- Incrementar la resistencia de la prótesis
- Permitir el ajuste de tamaño del componente que reemplaza el cóndilo de acuerdo a la anatomía del paciente.
- Permitir el ajuste de tamaño del componente que reemplaza la fosa de acuerdo a la anatomía del paciente.
- Disminuir el costo de la prótesis de mandíbula

6.5.3 Jerarquización de las necesidades

Fisiológicas:

- Favorecer el movimiento de elevación de la mandíbula.
- Atenuar los micro movimientos.

- Ajustar la prótesis a la anatomía del usuario.

Propiedades biomecánicas:

- Mejorar la interacción mecánica entre el tornillo y los agujeros.
- Incrementar la resistencia de la prótesis.
- Permitir el ajuste de tamaño del componente que reemplaza el cóndilo de acuerdo a la anatomía del paciente.
- Permitir el ajuste de tamaño del componente que reemplaza la fosa de acuerdo a la anatomía del paciente.

Económicas:

- Reducir el número de tornillos para sujetar la prótesis.
- Disminuir el costo de la prótesis de mandíbula.

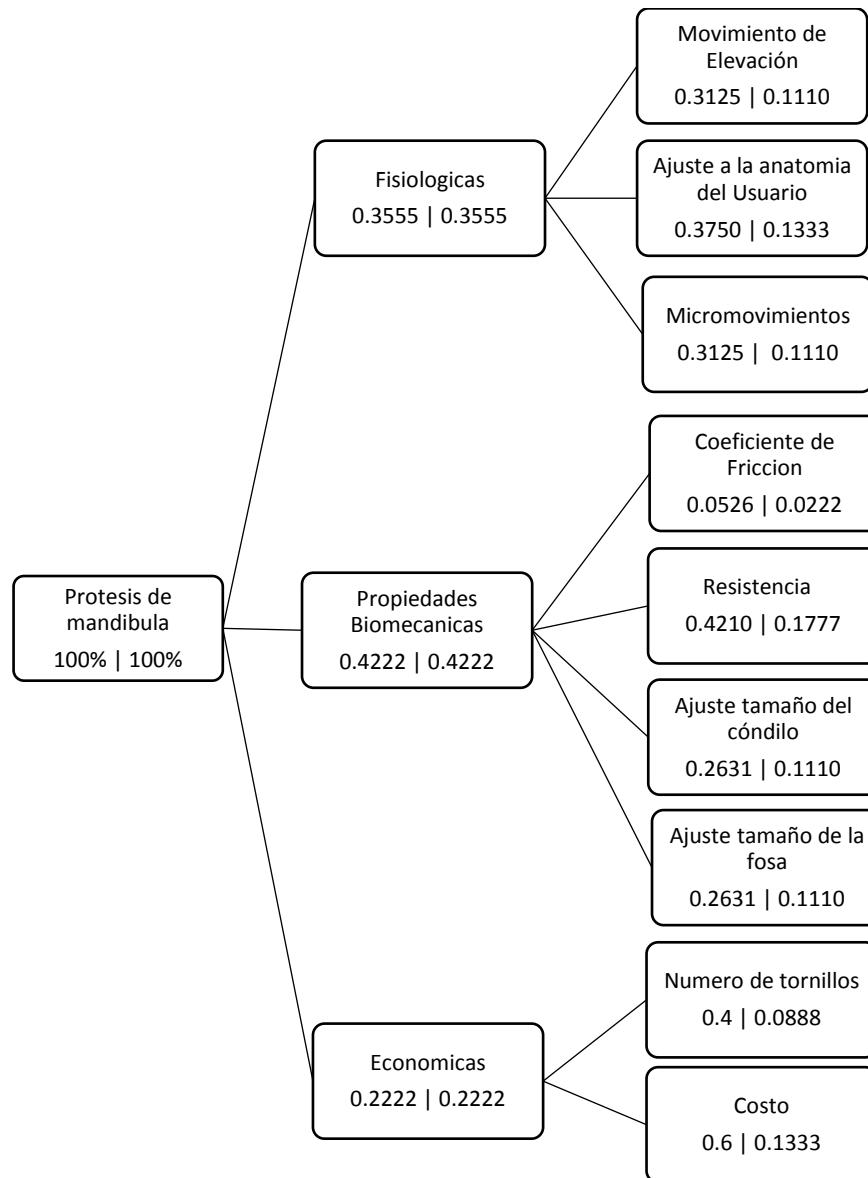
Para establecer cuál es la necesidad más relevante y cual la menos importante, con el fin de definir el enfoque de diseño, se generó una matriz de comparación por pares, la cual enfrenta una necesidad contra las otras necesidades estableciendo la prioridad de una respecto a la otra, ya que se asigna el valor de 1 si la necesidad escrita en forma horizontal es más importante que la que se estableció de forma vertical y se asigna un 0 si esto no se cumple. Al finalizar la calificación se suma 1 a todos los valores para evitar que queden necesidades sin calificación (nueva calificación). Igualmente esta técnica permite identificar la propiedad de mayor importancia.

Tabla 8. Matriz de comparación por pares

Matriz de comparación por pares		Movimiento de elevación	anatomía del usuario	Micro movimientos	fricción entre el tornillo y el agujero (>0.3)	Resistente (esfuerzo y deformación)	Permite ajustar el tamaño (cóndilo)	Permite ajustar el tamaño (fosa)	número de tornillos	Costo	Calificación	Nueva calificación
Fisiológicas	Movimiento de elevación		0	0	1	0	1	1	1	0	4	5
	Se ajusta a la anatomía del usuario	1		1	1	0	0	0	1	1	5	6
	Micro movimientos	1	0		1	0	0	0	1	1	4	5
Propiedades biomecánicas	Coefficiente de fricción entre el tornillo y el agujero (>0.3)	0	0	0		0	0	0	0	0	0	1
	Resistente (esfuerzo y deformación)	1	1	1	1		1	1	1	0	7	8
	Permite ajustar el tamaño (cóndilo)	0	1	1	1	0		0	1	0	4	5
	Permite ajustar el tamaño (fosa)	0	1	1	1	0	1		0	0	4	5
Económico	número de tornillos	0	0	0	1	0	0	1		1	3	4
	Costo	1	0	0	1	1	1	1	0		5	6
									Total		36	45

Al observar la tabla anterior se puede evidenciar que la necesidad más relevante es la resistencia, la cual incluye el estudio y análisis de esfuerzo y deformación, aspectos que se tuvieron en cuenta en todo el desarrollo del prototipo de prótesis, mientras que el menos importante es el coeficiente de fricción entre la anatomía del usuario y el elemento de sujeción (tornillo), por otra parte, del árbol de objetivos se pudo concluir que el criterio más importante son las propiedades biomecánicas seguido por los aspectos fisiológicos que pretenden mejorar la función mandibular y la parte estética que ofrecerá la prótesis al usuario final.

Figura 16. Árbol de objetivos



6.6 Especificaciones del producto

Las necesidades planteadas en la fase anterior deben traducirse a un conjunto de especificaciones que describen lo que el dispositivo debe tener para satisfacer dichas necesidades. Para asegurar que el producto a diseñar va a responder a las necesidades y expectativas planteadas e igualmente para traducirlas en características o exigencias técnicas se usó la metodología organizada conocida como la matriz de función de desarrollo de la calidad o despliegue de la función de

calidad QFD [Perez; 1996]¹⁵¹. Pero antes se definieron unas métricas y una lista de materiales que reflejan la forma de como el producto va a satisfacer las necesidades planteadas.

Tabla 9: lista de materiales

No	Descripción	Material
1	Material de la prótesis	Aleación Cr – Co
2	Material de los tornillo	Aleación Cr – Co
3	Material del hueso	Hueso cortical

6.6.1 Métricas del producto

Para generar el listado de métricas, su magnitud y unidad, se tuvieron en cuenta las necesidades planteadas y jerarquizadas en la etapa anterior, con lo cual se analizó qué característica precisa y medible resuelve esas necesidades, la descripción de las especificaciones se muestran en la tabla.

Tabla 10. Lista de métricas

No	Métricas	Unidades
1	Peso	Kg
2	Diámetro de los tornillos	Mm
3	Esfuerzo	MPa
4	Deformación	Mm
5	Costo de diseño	pesos colombianos

Como se puede observar las unidades de medida son unidades convencionales de ingeniería, las anteriores características se utilizaron para definir los valores objetivos que debe perseguir el producto que se plantea diseñar.

6.7 Método Despliegue de la Función de Calidad QFD.

El método de la QFD, se compone de diferentes matrices que en conjunto componen la casa en su totalidad. El proceso consiste en determinar la relación que existe entre las necesidades del usuario con las especificaciones o métricas

¹⁵¹ PEREZ Moya Jose; Estrategia, gestión y habilidades directivas: un manual para un nuevo directivo; Despliegue de la función de la calidad QFD; Diaz de Santos. 1996. p.190-191.

expuestas anteriormente. Esto se realiza comparando la influencia que tiene cada una de las métricas establecidas en el cuadro 8, con el cumplimiento de las necesidades enumeradas en el listado la parte izquierda de la matriz. La comparación se realiza una por una, evaluando si se presenta una relación alta, media, baja o nula. La relación entre una métrica y una necesidad se indica con un valor numérico que se ubica en la celda de intersección de dichos elementos. La parte superior de la matriz de calidad está destinada a realizar la comparación de las métricas entre sí, con el fin de determinar si existe correspondencia entre las mismas. Al igual que el caso anterior, los tipos de relación se representan con una simbología particular. Para representar los tipos de relación se tienen establecidos los siguientes símbolos:

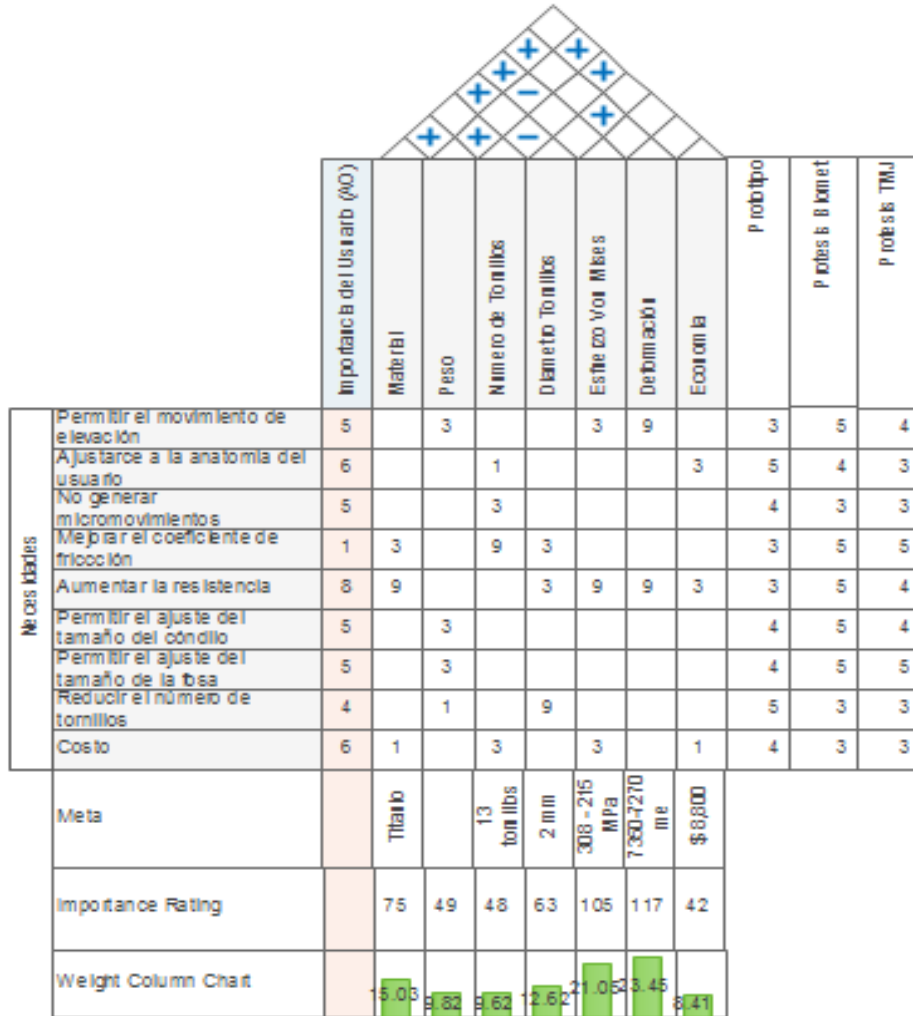
Tabla 11. Simbolización de las relaciones de la QFD

Símbolo	Tipo de relación
9	Alta
3	Media
1	Baja
++	Positiva fuerte
+	Positiva
-	Negativa
--	Negativa fuerte

En los casos en los que la relación es nula o no influye, la casilla de intersección se dejó en blanco.

En la parte izquierda se listan las necesidades y junto a ellas la importancia según el usuario, para esto se tuvo en cuenta los valores de la tabla 7, pero la ponderación se estableció de 1 a 5, siendo 5 la de mayor importancia para el usuario. Adicionalmente, la matriz contiene un espacio en el extremo derecho destinado para comparar la manera de responder a las necesidades del usuario por el prototipo a diseñar versus los productos existentes en el mercado, los cuales equivalen a la competencia. Para este proyecto, la comparación se realizó con los productos de Biomet y TMJ: la prótesis de ATM. La respuesta de los productos a cada una de las necesidades enlistadas se evalúa con calificaciones de 0 a 5, siendo 0 el puntaje más bajo, el cual indica que el producto no responde en absoluto a la necesidad y 5 el más alto, concedido cuando se presente una satisfacción total de la necesidad.

Figura 17. Matriz QFD



Con la aplicación de este método se obtuvieron las necesidades y métricas de mayor importancia, las cuales se pretenden solucionar satisfactoriamente con el prototipo a diseñar. Las especificaciones con mayor puntuación son las siguientes:

- **Deformación**
- **Esfuerzo Von Mises**
- **Material**

6.8 Diseño de detalle.

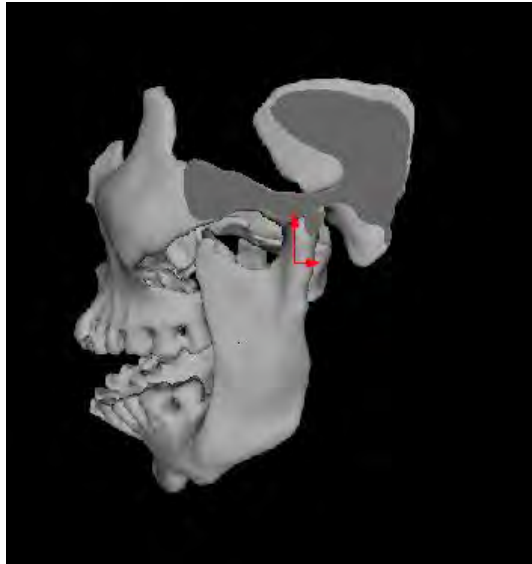
Aquí se incluyeron las especificaciones técnicas como geometría, materiales y tolerancias de todas las partes que serán únicas en el producto. En este ítem se presentó los diseños CAD que describen la geometría de cada parte que conforma el prototipo de prótesis, diseños preliminares de los elementos y componentes, evaluación de los diseños bajo criterios técnicos, se realizó una lista preliminar de piezas y documentación (básica), además se abordó un punto esencial que es la confiabilidad del desempeño de la prótesis, porque se realizó un análisis FEA. En otras palabras esta fase se encargó de proporcionar un esquema general definitivo del producto en desarrollo, sobre el cual se pudo analizar la función, duración, montaje, funcionamiento y seguridad. La fase de ingeniería básica está sujeta a numerosas actividades de verificación, por lo que se hace necesario emplear una lista de verificación de los distintos componentes destinados a cumplir con las funciones principales del diseño biomecánico las 4 C como:

- Costo
- Cosmesis
- Control
- Confort

La función del prototipo será facilitar la toma de decisiones y reducir el número de iteraciones de diseño. Entre los prototipos se distinguen los visuales, fruto de programas (CAD), simulación, en los cuales se destaca la ingeniería asistida por computadora (CAE) y manufactura asistida por computadora (CAM), en la cual se evalúan aspectos relacionados con la optimización o el desarrollo de un nuevo diseño de una pieza en particular¹⁵². El prototipo de prótesis se realizó con el fin de validar algunas de las funciones de lo que sería un modelo final, previo a la producción, es un modelo que ejemplificó el original para la realización de pruebas y verificaciones tanto estética, dimensional, funcional y mecánica.

¹⁵² CANDAL M; interacion CAD/CAE/CAM en la optimización del diseño de productos plásticos: caso de estudio; Universidad Simón Bolívar; revista ciencia e ingeniería; vol 26; 2005; [consultado el 27 04 2014]. Disponible en internet: <http://erevistas.saber.ula.ve/index.php/cienciaeingenieria/article/viewFile/336/349>

Figura 18. Ubicación anatómica del componente que reemplazara la fosa.



Fuente: Elaboración propia

En la sección 6.6 se describió el manejo de superficies 3D, ahora esas superficies almacenadas como nube de puntos, deben ser llevadas a un modelo (sólido) que permita simular las condiciones a las cuales se verá expuesta. La nube de puntos en el espacio 3D obtenido en el paso anterior, se importó al programa Solidworks 2014 x64, este programa se utilizó para juntar estos puntos y reconstruir la geometría del usuario. El objetivo fue obtener una pieza sólida a partir de la información contenida en la nube de puntos, para llevar a cabo un análisis computacional que simule el comportamiento de la prótesis ante la presencia de distintas cargas, para esto, el software hace una verificación de toda la superficie en busca de geometrías bien definidas que hagan posible la resolución matemática, si esto no es válido, hay que realizar una serie de correcciones adicionales a los filtros, ya que se pueden presentar inconvenientes como ángulos agudos, líneas fragmentadas y superposición de puntos, que causan una discontinuidad nodal que imposibilita el tener una superficie compacta que sea apta para llevar a cabo un análisis de esfuerzos y deformaciones, ya que las expresiones matemáticas que aplica el programa para conseguirlo se hacen insolucionables.

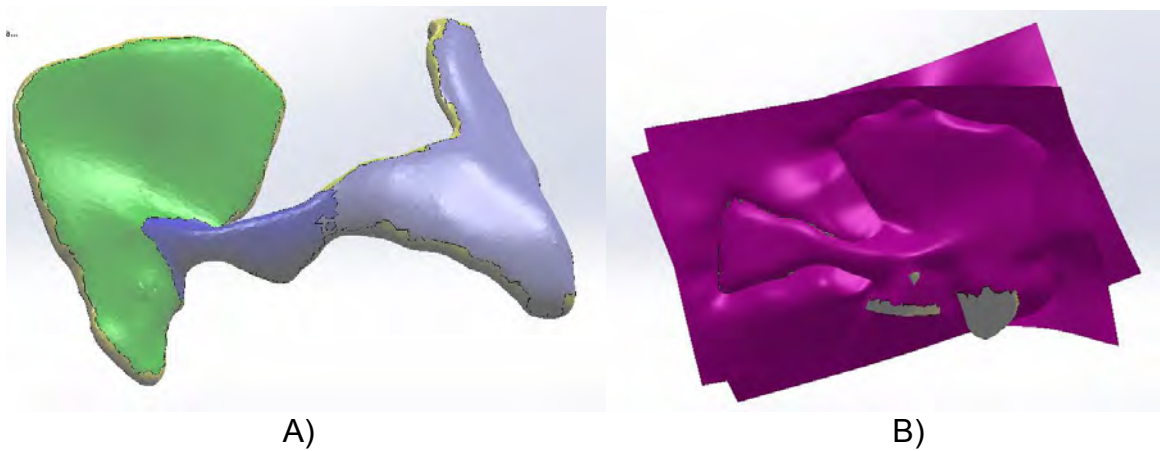
Para solucionar los inconvenientes descritos se sugiere corregir esas áreas con parches de superficie cuya geometría se asemeje a una cuadrada o rectangular que permita obtener una ortogonalidad entre las caras, ver figura 19. Además para alcanzar un ajuste adecuado de los componentes tanto de la mandíbula como de

la fosa, se insertó una imagen del cráneo del paciente ver figura 18 la cual fue utilizada como herramienta para posicionar adecuadamente los componentes.

6.9 Creación de superficies

Para generar las superficies se tiene en cuenta la malla obtenida con la nube de puntos, la cual se utiliza como molde, las diferentes secciones se pintan de diferente color y forma, con el fin de que en cada color y forma se pegara una superficie la cual recubrirá la sección seleccionada para posteriormente poder generar un sólido.

Figura 19. Construcción de superficies guiadas.

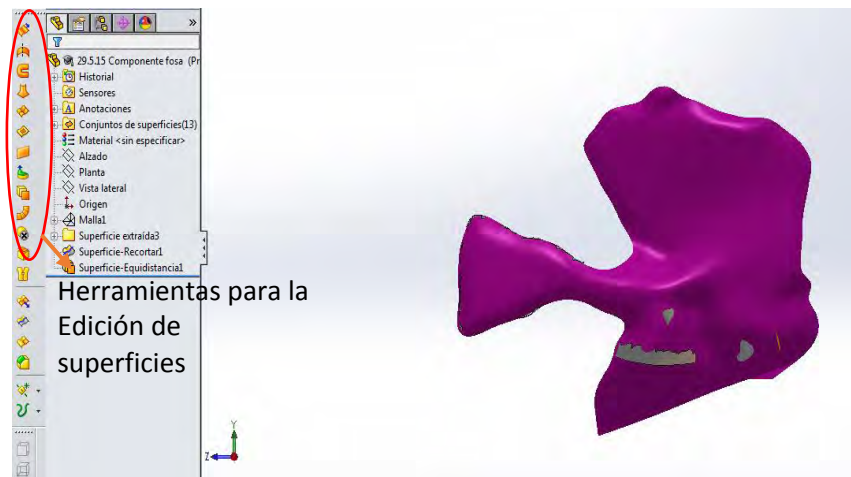


A) Selección de formas para generar las superficies. **B)** superficies generadas a partir de las formas.

Fuente: Elaboración propia

Como las superficies no se ajustan perfectamente al modelo, el software ofrece una barra de herramientas, las cuales permiten modificar las superficies (cortar, extender, quitar, coser, entre otras), haciendo uso de ellas se pudo obtener un modelo que se ajusta adecuadamente al molde anatómico previamente cargado.

Figura 20. Edición de superficies guiadas para el diseño del componente de reemplazo de la fosa.

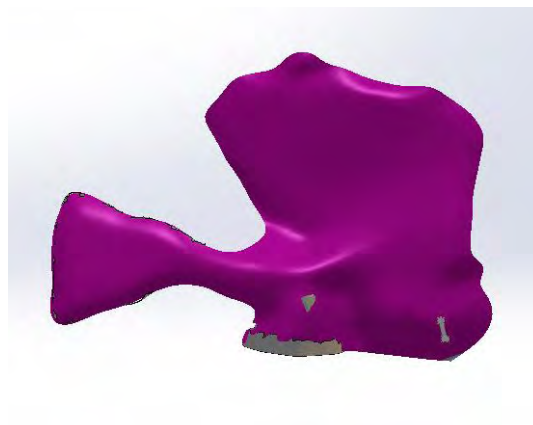


Fuente: Elaboración propia

6.10 Generación de volúmenes

Cada volumen fue conformado por el conjunto de superficies obtenidas en el punto anterior, hay que cerrar todas las superficies para tratar formar un sólido, lo cual solo es posible si en el objeto no existen caras abiertas, con lo cual se obtuvo.

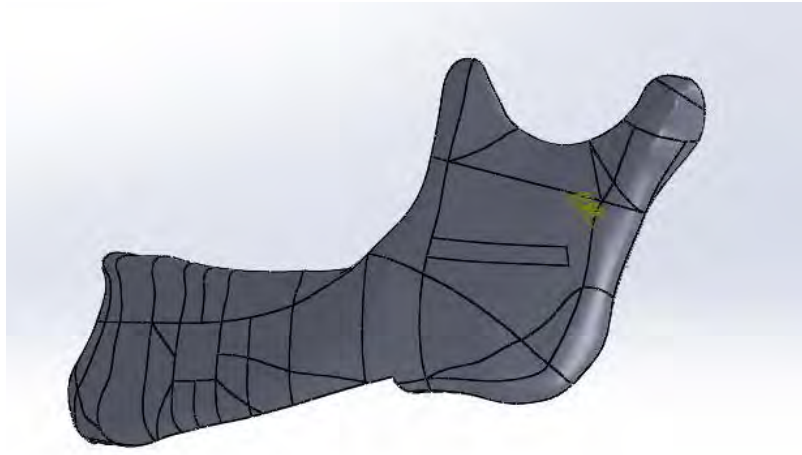
Figura 21. Modelo solido tridimensional del componente de reemplazo de la fosa.



Fuente: Elaboración propia

Para diseñar la prótesis que reemplazaría el cóndilo, se utilizó la región mandibular de la parte no afectada por la anomalía congénita, con el fin de proporcionar simetría entre los dos lados de la mandíbula. La nube de puntos fue importada a solidworks y se siguieron los mismos pasos (descritos anteriormente), para el componente que reemplazaría la fosa, al finalizar dicho procedimiento se obtuvo el modelo mostrado en la figura 21:

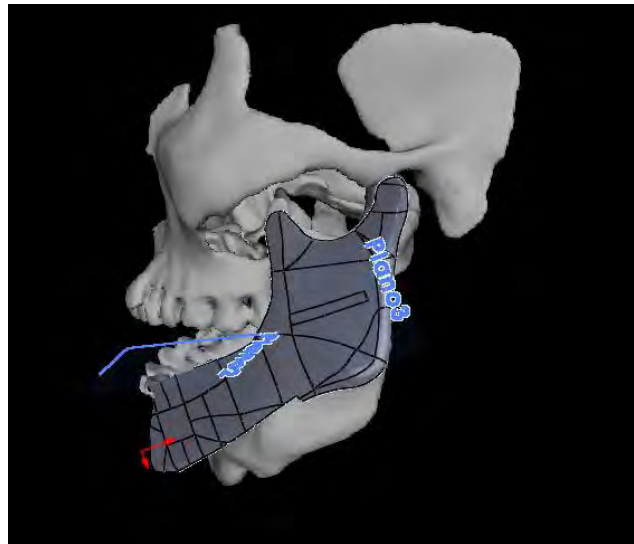
Figura 22. Modelo sólido tridimensional del componente de reemplazo del cóndilo.



Fuente: Elaboración propia

Para conocer la proporción que requiere ser reemplazada, se generó dentro el modelo un croquis y se insertó la imagen del cráneo con la deformidad con la cual se pudo prever la porción que necesita ser reemplazada.

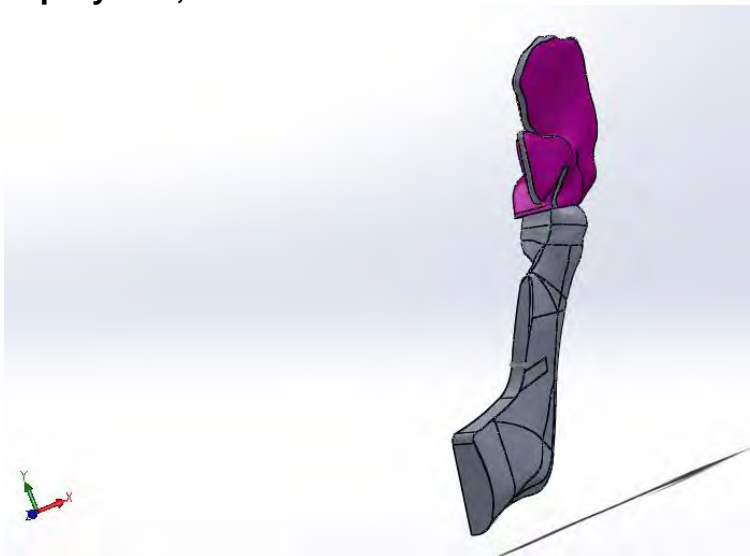
Figura 23. Ubicación anatómica y selección del área anatómica mandibular que va a ser reemplazada por la prótesis.



Fuente: Elaboración propia

Como ya se definió que el modelo sería realizado con base en la prótesis Biomet y teniendo en cuenta la parte anatómica del usuario, al procesar y unir los sólidos con los componentes que reemplazarían la fosa y el cóndilo de la mandíbula con la anomalía congénita, al unir los componentes dentro de un ensamblaje, se obtuvo el modelo presentado en la figura 23.

Figura 24. Modelo tridimensional de la prótesis hecha a medida diseñada en el proyecto; vista isométrica.



Fuente: Elaboración propia

Figura 25. Modelo tridimensional de la prótesis hecha a medida diseñada en el proyecto; vista lateral.



Fuente: Elaboración propia

6.11 Prueba y refinamiento.

Esta fase se llevó a cabo para validar computacionalmente el prototipo de prótesis mandibular, en este sentido el modelo virtual fue sometido a un Análisis de Elementos Finitos FEA, con el fin de verificar los esfuerzos de Von Mises, utilizado comúnmente para estudiar los esfuerzos a los que será sometida la prótesis durante la masticación en la reconstrucción mandibular¹⁵³, también se hizo un análisis de las deformaciones del implante para verificar su comportamiento y realizar una comparación con lo reportado en la literatura. Aspectos muy importantes para la construcción del implante¹⁵⁴.

Tabla 12. Características mecánicas de los materiales utilizados para llevar a cabo el análisis FEA.

Modelo	Material	Módulo de Young's (GPa)	Módulo de Poisson's
Componente de reemplazo fosa	Cr – Co	210	0.3

¹⁵³ Op. Cit. p. 160-170.

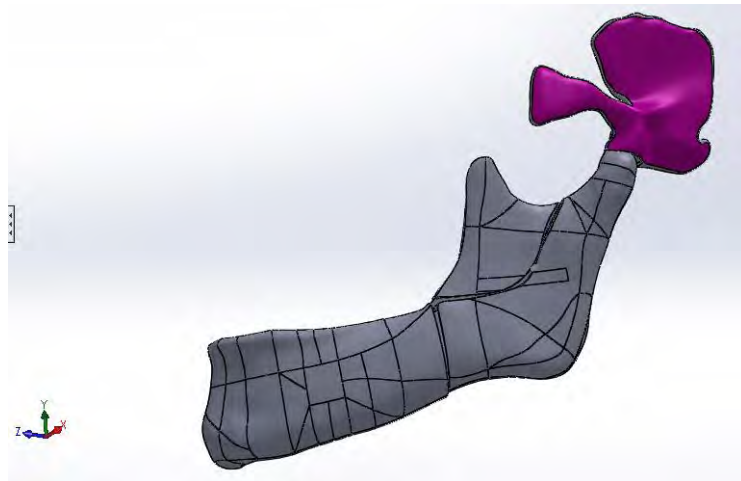
¹⁵⁴ Op. Cit. p. 1-8.

Tabla 11.(continuación)

Componente de reemplazo del cóndilo	Cr – Co	210	0.3
Mandíbula	Hueso Cortical	14.7	0.28

Para cumplir con el último objetivo de este proyecto, se realizó una investigación sobre el análisis de elementos finitos, en cuya búsqueda se tuvo en cuenta lo reportado por dos artículos¹⁵⁵, en los cuales también se relaciona la magnitud y dirección de las fuerzas que realizan los músculos sobre la prótesis y las características mecánicas de los materiales utilizados en el proceso de fabricación de prótesis; las características de los materiales se muestran en la tabla 10. Estos datos fueron utilizados para generar los nuevos materiales y así poder realizar una comparación.

Figura 26. Ubicación de la prótesis en la mandíbula del caso de estudio.



Fuente: Elaboración propia

6.12 Condiciones de frontera.

Un aspecto importante es conocer cuáles son los músculos que interactúan con la prótesis, para lo cual los artículos también suministran información sobre los músculos y cuál es la fuerza que aplican al generarse un movimiento de apertura,

¹⁵⁵ Op.Cit. p. 1-8.

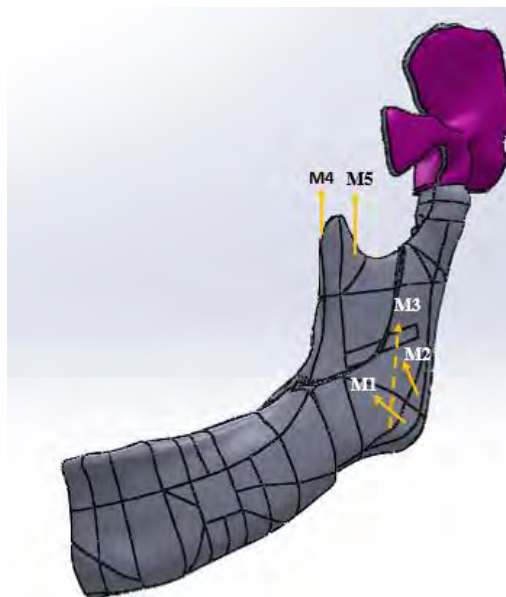
estos datos se utilizaron para llevar a cabo un Análisis de Elementos Finitos FEA y se muestran en la tabla 11, los datos suministrados eran de la parte derecha, pero como la prótesis es para la región izquierda se cambió la dirección de la fuerza en la componente X, el FEA permitió validar el comportamiento de la prótesis en la mandíbula. El proceso seguido y los resultados al concluir el análisis se muestran a continuación.

Tabla 13. Componentes de las fuerzas de los músculos sobre la prótesis.

Acción de los músculos	Referencia	X (N)	Y (N)	Z (N)
Mesetero	M1	-3.89	64.15	7.78
Mesetero superficial	M2	-6.44	91.03	0.92
Pterigoideo medial	M3	-70.19	118.90	-38.68
Temporal anterior	M4	0.03	0.18	-0.08
Temporal medial	M5	0.49	2.62	-4.03

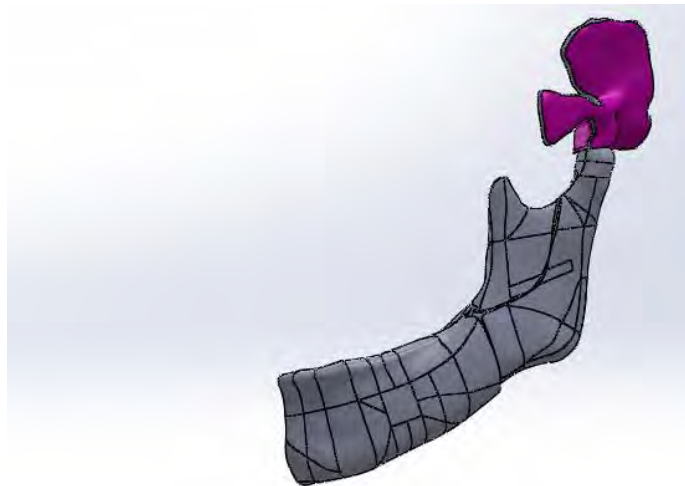
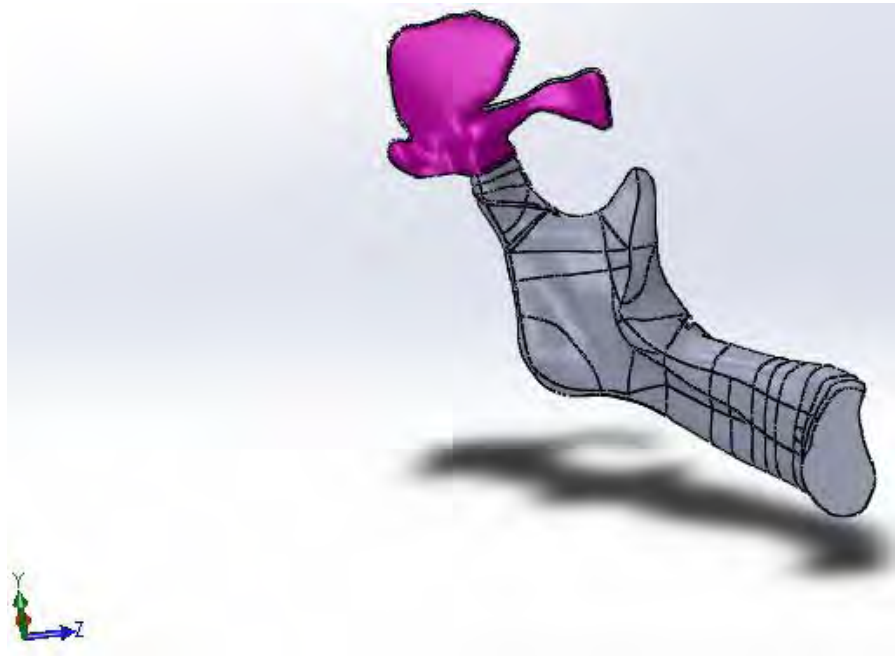
Teniendo en cuenta los datos registrados en las tablas 10 y 11, se ejecutó la herramienta de simulación que proporciona el software solidworks, con el cual se procedió a ingresar esa información, mas otra que el programa solicita para llevar a cabo la prueba, la información relevante se describe a continuación.

Figura 27. CAD con las fuerzas que interactúan con el prototipo de prótesis.



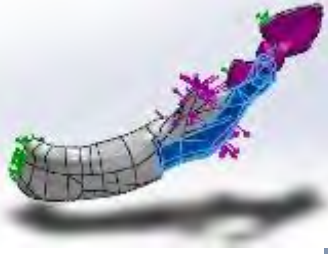


Fuente: Elaboración propia

Figura 28. Modelo utilizado para ejecutar el FEA.



Fuente: Elaboración propia

6.12.1 Información del modelo.

Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas
 Prótesis	Sólido	Masa:0.0785657 kg Volumen:8.97908e-006 m ³ Densidad:8749.86 kg/m ³ Peso:0.769944 N
 Mandibula	Sólido	Masa:0.0718374 kg Volumen:3.88312e-005 m ³ Densidad:1849.99 kg/m ³ Peso:0.704006 N
 Fosa	Sólido	Masa:0.0585021 kg Volumen:6.68596e-006 m ³ Densidad:8750 kg/m ³ Peso:0.573321 N

Fuente: Elaboración propia

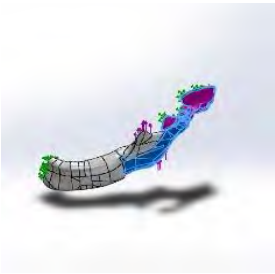

6.12.2 Unidades.

Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	Mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

6.12.3 Propiedades de material.

Los materiales seleccionados no los contiene el software por lo cual se realizó la simulación, por este motivo se generaron dos nuevos materiales teniendo en cuenta las propiedades suministradas en el artículo de Ramos¹⁵⁶.

Tabla 14: propiedades de los materiales utilizados para el FEA.

Referencia de modelo	Propiedades
	<p>Nombre: Cr-Co Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Criterio de error predeterminado: Tensión máxima de von Mises Límite elástico: 1.72e+008 N/m² Límite de tracción: 3.1e+008 N/m² Módulo elástico: 2.1e+011 N/m² Coeficiente de Poisson: 0.3 Densidad: 8750 kg/m³ Módulo cortante: 3.189e+008 N/m²</p>
	<p>Nombre: Hueso cortical Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Criterio de error predeterminado: Tensión máxima de von Mises Límite elástico: 1.21e+008 N/m² Módulo elástico: 1.47e+010 N/m² Coeficiente de Poisson: 0.28 Densidad: 1850 kg/m³</p>

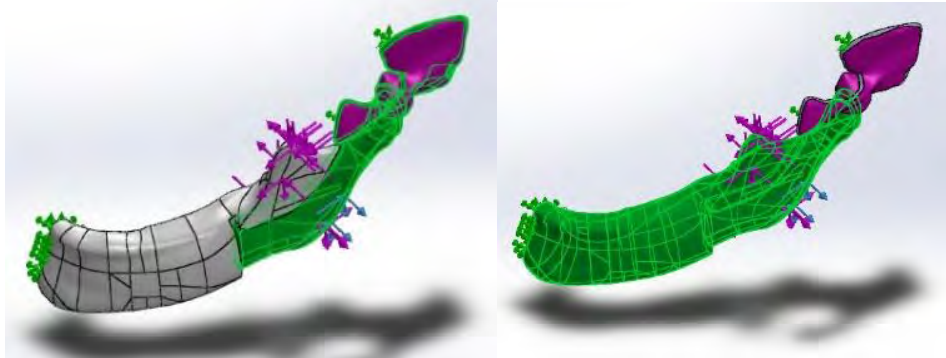
Fuente: Elaboración propia

6.12.4 Relaciones de contacto

Además de establecer el material, hay que especificar el tipo de relación entre los sólidos, en este sentido se estableció una relación de contacto entre la cabeza del cóndilo y la superficie de la fosa, igualmente, entre el prototipo de prótesis y la mandíbula con una unión rígida, simulando de esta manera la sujeción que tendría la prótesis.

¹⁵⁶Op. Cit.. p. 1-8.

Figura 29: Relación de sujeciones entre solidos que conforman la prótesis de mandíbula.



Fuente: Elaboración propia

6.12.5 Información de malla.

Para llevar a cabo el FEA, primero hay que realizar un mallado al modelo, el cual se realizó con las siguientes especificaciones.

Tabla 15: Especificaciones de la malla para FEA.

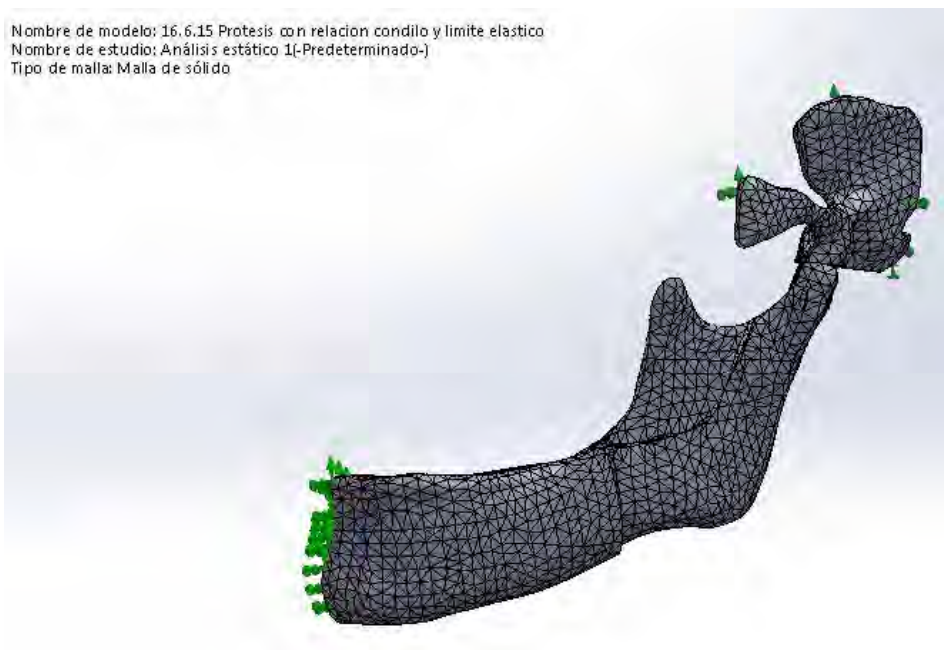
Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	3.22467 mm
Tolerancia	0.161234 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Regenerar la malla de piezas fallidas con malla incompatible	Desactivar

6.12.5.1 Detalles de la malla:

En la siguiente tabla se describe los detalles de la malla, que fue utilizada para llevar a cabo la simulación con elementos finitos y poder analizar el comportamiento del prototipo de prótesis ante la presencia de cargas que se desarrollan en el proceso de masticación.

Número total de nodos	25097
Número total de elementos	15359
Cociente máximo de aspecto	64.191
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	94.3
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.69
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:19

Figura 30. Malla utilizada para llevar a cabo el análisis FEA.



Fuerzas resultantes; Fuerzas de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Suma X	Suma Y	Suma Z	Resultante
Todo el modelo	N	-25.5543	287.513	30.1231	290.214

Fuente: Elaboración propia

Al terminar de configurar todos los parámetros requeridos por el software, como relación de posición, sujeciones, cargas, y malla, se procedió a ejecutar la simulación y los resultados arrojados por el programa se describen a continuación.

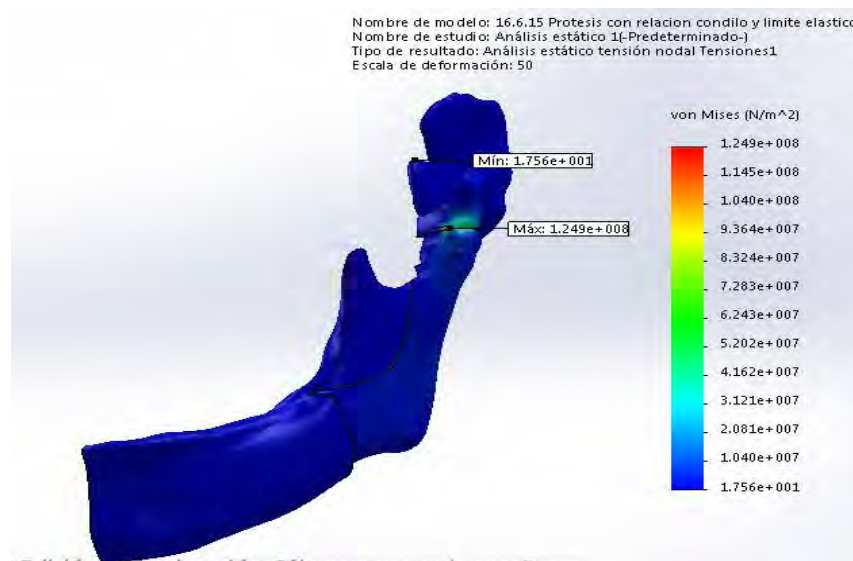
6.13 Resultados del estudio.

El análisis por elementos finitos permitió evaluar el desempeño del conjunto mandíbula – prótesis ATM bajo la acción de cargas anatómicas funcionales que se pueden presentar durante el proceso de masticación¹⁵⁷ y así dar cumplimiento al objetivo final del proyecto que era analizar las tensiones y los desplazamientos que se generarían en la mandíbula y comprobar con esto que el prototipo de prótesis es funcional. En este sentido los datos de esfuerzo muestran que el esfuerzo máximo es de 124.9 MPa. En una región puntual de la interface cóndilo – acetábulo del conjunto de la prótesis de mandíbula, adicionalmente se puede evidenciar que el esfuerzo no supera el límite elástico dado en la tabla 13 de la aleación Cr –Co ya que es inferior al valor, por lo cual el prototipo de prótesis tendría un factor de seguridad global de 1.4, por otra parte las deformaciones en el sistema son bajas al analizar las microdeformaciones.

Tabla 16. Tensiones mínimas y máximas registradas en el prototipo de prótesis de mandíbula.

Nombre	Tipo	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
Tension	Von Mises	17.5552 N/m ² Nodo: 23735	1.24859e+008 N/m ² Nodo: 26912

Figura 31. Tensiones de Von Mises registradas en el prototipo de prótesis de mandíbula.



¹⁵⁷Op. Cit.. p. 1-8.

Tabla 17. Desplazamientos mínimos y máximos registradas en el prototipo de prótesis de mandíbula.

Nombre	Tipo	Minimo (mm)	Maximo (mm)
Desplazamientos	URES: Desplazamiento resultante	0 mm Nodo: 7670	0.020873 mm Nodo: 22588

Figura 32. Desplazamientos registrados en el prototipo de prótesis de mandíbula.

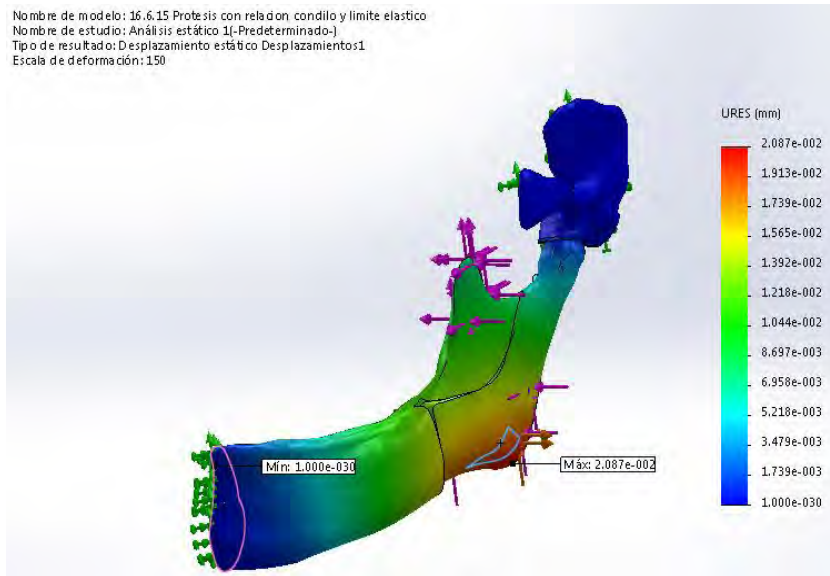
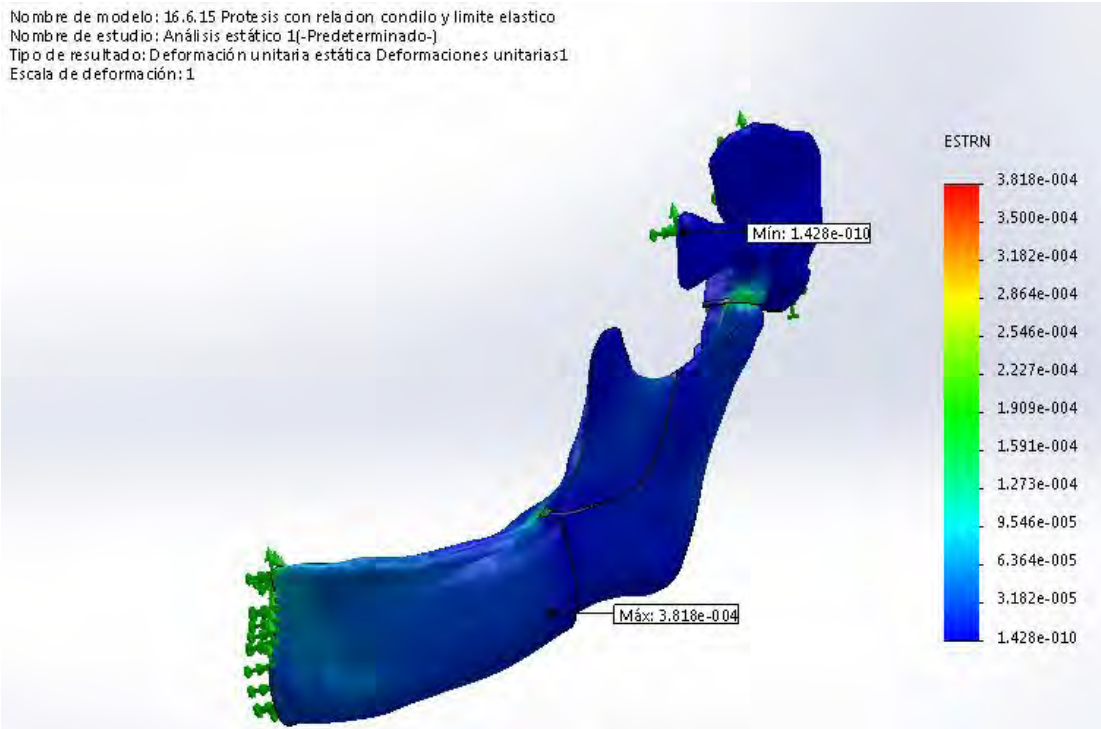


Tabla 18: Deformaciones unitarias registradas en el prototipo de prótesis de mandíbula.

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	1.42824e-010 Elemento: 15354	0.000381835 Elemento: 10822

Figura 33: Deformaciones unitarias registradas en el prototipo de prótesis.



Al analizar los datos de las simulaciones se puede concluir que hay una buena transferencia de carga entre los componentes del cóndilo y la fosa, sin embargo los micromovimientos obtenidos en la simulación son mayores a los reportados en estudios similares, ya que se ha reportado micromovimientos de máximo 40 μm y se obtuvieron micromovimientos de hasta 380 μm , los cuales se generan en la interfaz cóndilo – fosa.

7 CONCLUSIONES

El prototipo desarrollado en este proyecto consta de dos elementos esenciales que son el cóndilo y la fosa, partes anatómicas que se ven comprometidas debido a la Microsomia Hemifacial, para el desarrollo del prototipo se utilizaron imágenes tomográficas del usuario las cuales fueron procesadas para reconstruir tridimensionalmente el cráneo y poder trabajar sobre un modelo real, el cual después de pasar algunas etapas descritas en el proyecto se usó como modelo para diseñar los componentes de reemplazo de la fosa y el cóndilo, además el utilizar la parte anatómica que no es comprometida por la anomalía congénita, se podría recuperar la simetría facial y atenuar de alguna manera la malformación facial que esta patología genera. Este es importante porque se podría contribuir con un aporte orientado al mejoramiento estético y funcional para las personas que tienen esta malformación.

El desarrollo del trabajo incluyó varias etapas que permitieron conocer nuevos programas y todos los elementos que están implicados en el diseño de una prótesis a partir de la anatomía propia del usuario final, partiendo de los software evaluados, se estableció cuál de ellos es actualmente el más adecuado para llevar a cabo la reconstrucción de partes anatómicas a partir de imágenes Dicom y se propuso un protocolo para el procesamiento de tales imágenes. Además se propuso un protocolo para procesamiento de mallas el cual proporciona información de algunos filtros y el número de iteraciones que son requeridas teniendo en cuenta la geometría, el número de triángulos y la pérdida de volumen para tener una malla sin artefactos.

Este proyecto establece un punto de partida para iniciar los diseños a partir de modelos anatómicos tridimensionales, porque describe todo el proceso desde la etapa de adquisición, pre- procesamiento, etapas de filtrado, reconstrucción y simulación que permiten validar el prototipo de prótesis de mandíbula.

Al analizar los datos del FEA se puede concluir que el prototipo desarrollado en este proyecto presenta una tensión máxima de 124.8 MPa (308 y 215 490) que si esto es comparado con los datos de referencia de estudios similares se ve que los resultados de este proyecto están por debajo de ellas, además la deformación máxima del prototipo es de 0.02 mm una deformación menor que lo registrado por los autores tomados como referencia. Finalmente el prototipo de prótesis diseñado otorga un factor de seguridad global de 1.4 lo cual es adecuada para un prototipo.

Finalmente al realizar un análisis computacional ya sea por FEA u otra técnica, estas simulaciones permiten prever el funcionamiento final de la prótesis y permite tomar las correcciones necesarias antes de ser implantada en el usuario, lo cual proporciona un control sobre los posibles fallos y evitar re intervenciones que terminan deteriorando la salud del usuario y aplazando su recuperación.

8 RECOMENDACIONES

Al culminar con el proyecto de grado, se recomienda desarrollar un Phantom con los materiales utilizados en el proyecto, es recomendable agregar más materiales y formas que permitan realizar una mejor validación computacional ya que se tienen más variables que los programas deberán controlar y medir, con los cual se tendrán más variantes para la evaluación.

Mejorar el proceso de selección de programas para la reconstrucción tridimensional evitar los criterios de selección respecto al sistema operativo ya que la idea es utilizar los mejores programas, obviamente de manera gratuita y de ellos seleccionar el de mejor desempeño.

Además se recomienda optimizar los procesos de filtrado teniendo en cuenta algunas características presentadas en este proyecto.

Igualmente desde la experiencia se sugiere utilizar un software para la generación de superficies y solidos con una mejor interacción entre usuario y equipo de tal manera que permita que este proceso sea mas eficiente.

Aumentar las variables que son analizadas en el estudio FEA para diseñar una prótesis donde se tengan en cuenta movimiento de apertura y fricción entre materiales.

BIBLIOGRAFÍA

American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology; Clinical recommendations regarding use of cone beam computed tomography in orthodontics. Position statement by the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology; Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology. 2013. p. 238–257.

AMRANI Saar, George E. Anastassov and Andre H. Montazem; Mandibular Ramus/Coronoid Process Grafts in Maxillofacial Reconstructive Surgery; American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. 2010. p. 641-646.

ANASTASSIOS I. Mylonas; Eleftheria-Fotini Poulakou-Rebelakou; Georgios I. Androustos; Ioannis Seggas; Christos A. Skouteris; Evangelia Chr. Papadopoulou; Oral and cranio-maxillofacial surgery in Byzantium; Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery. 2014. p. 159-168.

ANDRE Gagalowicz and Phillips Wilfried; computer Vision/ Computer Graphics Collaboration techniques; Springer. 2009. p. 22-29.

AURICCHIO Ferdinando; Michele Conti; Carolina Ferrazzano; Gregory A. Sgueglia; A simple framework to generate 3D patient-specific model of coronary artery bifurcation from single-plane angiographic images; Computers in Biology and Medicine. 2014. p. 97–109.

AYOUB A; M. Rehab, M. O'Neil, B. Khambay, X. Ju, J. Barbenel, K. Naudi; A novel approach for planning orthognathic surgery: The integration of dental casts into three-dimensional printed mandibular models; Journal Oral and Maxillofacial Surgery. 2014. p. 454-459.

BANKS Jim; Adding Value in Additive Manufacturing; IEEE. 2013. p. 2154-2287.

BARAO V.A.R; J.A.Delben; J.Lima; T.Cabral; W.G.Assuncao; Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible–A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis; Journal of Biomechanics. 2013. p. 1312-1320.

BELL Bryan; Computer Planning and Intraoperative Navigation in Cranio-Maxillofacial Surgery; Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America. 2010. p.135–156.

BIDRA Avinash S; Flapless implant surgery to overcome anatomic challenges in the anterior mandible for overdenture therapy: A clinical report; University of Connecticut Health Center, Farmington. 2014. p. 175-180.

BOYE Theophilus, Peter Doyle, Fiona McKeown, Jonathan Sandler; Total subapical mandibular osteotomy to correct class 2 division 1 dento-facial deformity; Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery. 2012. p. 238–242.

CANCIGLIERI Osiris; Rudek, Tiago Francesconi; Teófilo Miguel de Souza; Geometric Modeling from the Medical Images in the CAD System to Support Prosthesis Design; Pontifical Catholic University of Paraná; 2011.

CANDAL M; interacion CAD/CAE/CAM en la optimización del diseño de productos plásticos: caso de estudio; Universidad Simón Bolívar; revista ciencia e ingeniería; vol 26. 2005. [consultado el 27 de abril de 2014]. Disponible en internet. <http://erevistas.saber.ula.ve/index.php/cienciaeingenieria/article/viewFile/336/349>

CAPRIOGLIO Alberto, Matteo Meneghel a, Rosamaria Fastuca a,* , Piero Antonio Zecca a, Riccardo Nucera b, Luana Nosetti; Rapid maxillary expansion in growing patients: Correspondence between 3-dimensional airway changes and polysomnography; International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology. 2014. p 23–27.

CASTILLO César David; María Gabriela Mogensen; Sheila Blanco; Miguel Kauan; Ronar Gudiño; Martha Linares; Yuli Moret and Olaf Sandner; prevalencia de fracturas en los maxilares de los pacientes que acudieron al servicio de cirugía maxilo facial del hospital clínico universitario (HCU); Universidad Central De Venezuela; ISSN. 2005. p. 0001-6365.

Conalmedicas; Generalidades del sistema de reemplazo de la ATM [en línea] 2014. [Consultado el 22 de octubre de 2014]. Disponible en internet <http://www.conalmedicas.com/3_atmcopy.php>.

CHOI Sung-Hwan; Da-Young Kang and Chung-Ju Hwang; Adult patient with hemifacial microsomia treated with combined orthodontics and distraction osteogenesis; American Association of Orthodontists. 2014. p. 72-84.

CHUA C.K., K.F. Leong; Introduction to rapid prototyping of biomaterials; Rapid Prototyping of Biomaterials Principles and Applications. 2014. p.1-15.

CONLEY Scott, Harry L. Legan; Chapter 23 – Biomechanical Factors in Surgical Orthodontics; Esthetics and Biomechanics in Orthodontics. 2 edición. 2014. p. 474–497.

CORREA Santiago; Juliana Ivancik; Juan Felipe Isaza; Mauricio Naranjo; Evaluation of the structural behavior of three and four implant-supported fixed prosthetic restorations by finite element analysis; Journal of Prosthodontic Research. 2012. p. 110-119.

CUI Junhui; Lin Chen, Xiaoguang Guan, Lanfeng Ye; Hang Wang; Lei Liu; Surgical Planning, Three-Dimensional Model Surgery and Preshaped Implants in Treatment of Bilateral Craniomaxillofacial Post-Traumatic Deformities; Journal of Oral and Maxillofacial Surgery; 2014.

DE RIU Giacomo; Silvio Mario Meloni; Alessandro Baj; Andrea Corda; Damiano Soma; Antonio Tullio; Computer-assisted orthognathic surgery for correction of facial asymmetry: results of a randomised controlled clinical trial; British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 2014. p. 251–257.

DIAZ Andres; Metodología para el desarrollo de dispositivos médicos basados en el empleo de polímeros activos como sensores y actuadores; universidad politécnica de Madrid; 2009.

DONGMEI Wang; Wang Chengtao; Zhang Xiujuan; Xu Liqun; Design and Biomechanical Evaluation of a Custom lateral mandible Titanium Prosthesis; Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference; IEEE. 2005. p. 6188-6191.

DUQUE Francisco Levi Serna; Eliana Martínez Herrera; Felix Antonio Gil Cárdenas; Epidemiología de las fracturas mandibulares atendidas en el Servicio de cirugía maxilofacial y estomatología del Hospital Universitario San Vicente de Paúl en el período 1998 - 2005. (Medellín, Colombia); Revista salud pública de medellin. 2007. p. 95-110.

EERO Huutilainen; Risto Jaanimets; Jirí Valá; Petr Marcián; Mika Salmi; Jukka Tuomi; Antti Mäkitie; Jan Wolff; Inaccuracies in additive manufactured medical skull models caused by the DICOM to STL conversion process; Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery. 2013. p. 1-7.

EVANS Gregory; What's new in plastic and maxillofacial surgery; Journal of the American College of Surgeons. 2004. p. 431–440.

FAVOT Louis-Marc; Valerie Berry-Kromer; Mohamed Haboussi; Frederic Thiebaud; Tarak Ben Zineb; Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible; Universite de Lorraine. 2014. p. 287-297.

FUERTES Luis Fernando, Ana Cristina Mafla, Edisson Alexander López; Análisis epidemiológico de trauma maxilofacial en Nariño, Colombia; Revista CES Odontología. 2010. p, 33-40.

GARCÍA Juan Camilo, Mario Andrés Caro, Pablo Vega, Juan Camilo Ospina, Ana María Zarante, e Ignacio Zarante; Epidemiología y factores de riesgo para microtia

en Colombia; Acta Otorrinolaringológica Española Volume 60, Issue 2, 2009, p. 115–119.

GARCÍA Sánchez Aitor, Miguel Ángel Morey Mas, Mikel Ramos Murguialday, Sergi Janeiro Barrera, Iñaki Molina Barraguer y José Ignacio Iriarte Orta; Reconstrucción de la articulación temporomandibular postraumática con prótesis a medida. Planificación quirúrgica virtual; Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial; 2011. p.53-60.

GEBHARDT Andreas; Frank-Michael Schmidt; Jan-Steffen Hötter; Wolfgang Sokalla, Patrick Sokalla; Additive Manufacturing by Selective Laser Melting The Realizer Desktop Machine and its application for the Dental Industry; ScienceDirect. 2010. p. 543-549.

GEBHARDT Andreas; Understanding Additive Manufacturing; Hanser Publications, Cincinnati. 2011. p.1-161.

GIANNAKOPOULOS Helen E. Douglas P. Sinn and Peter D. Quinn, Biomet Microfixation Temporomandibular Joint Replacement System: A 3-Year Follow-Up Study of Patients Treated During 1995 to 2005. American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. 2012. p. 787-794.

GONZALEZ Jacobo; Aplicación de Simulaciones Monte Carlo para el análisis de información CT y su uso en PET y Dosimetría; Universidad Complutense de Madrid. 2010. p. 1-123.

GONZÁLEZ Yomar; informe final del evento anomalías congénitas hasta el periodo epidemiológico 13 del año 2012; Instituto nacional de salud; 2012.

HARRYSSON O, Cormier D. Direct fabrication of custom orthopedic implants using electron beam melting technology; Advanced manufacturing technology for medical application. 2006. p. 191–206.

HOWARD A. Israel; Laura J. Davila; The Essential Role of the Otolaryngologist in the Diagnosis and Management of Temporomandibular Joint and Chronic Oral, Head, and Facial Pain Disorders; Otolaryngol Clin. 2014. p. 301-331.

ILAVARAS P U; M Anburajan; Design and Finite Element Analysis of Mandibular Prosthesis; SRM University; IEEE. 2011. p. 325-329.

ISAZA Juan Felipe; Mauricio Naranjo; Metodología para la reconstrucción 3D de estructuras craneofaciales y su utilización en el método de elementos finitos; Universidad EAFIT; volumen 4. 2008. p. 129-149.

ISAZA Juan Felipe; Mauricio Naranjo; Prototipaje rapido de estructuras craneofaciales; Universidad EAFIT; volumen 4. 2008. p. 27-43.

JEFFREY C. Posnick; Hemifacial Microsomia: Evaluation and Treatment; Orthognathic Surgery Principles and Practice. 2014. p. 1095–1158.

JOSHI Pooran C, Ryan R. Dehoff, Chad E. Duty, William H. Peter; Ronald D. Ott, Lonnie J. Love, and Craig A. Blue; Direct Digital Additive Manufacturing Technologies: Path Towards Hybrid Integration; IEEE. 2012. p. 978-981.

KEITH L. Moore, Arthur F. Dalley; anatomía con orientación clínica; quinta edición; editorial panamericana. 2007. p.980-986.

KHODA A.K.M.; Ibrahim T. Ozbolat; Bahattin Koc; Designing heterogeneous porous tissue scaffolds for additive manufacturing processes; Computer-Aided Desing. 2013. p. 1507-1523; 2013.

LEE Ming-Yih; Chong-Ching Chang; A new Layer-Based Imaging and Rapid Prototyping Techniques for Computer-Aided Design and Manufacture of Custom Dental Restoration; IEEE; 2008.

LETHAUS Bernd; Lucas Poort; Roland Böckmann; Ralf Smeets; Rene Tolba and Peter Kessler; Additive manufacturing for microvascular reconstruction of the mandible in 20 patients; Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery. 2012. p. 43-46.

LI C. H., Z. Fang; H.Y. Zhao; Investigation into Layered Manufacturing Technologies for Industrial Applications; Second International Conference on MultiMedia and Information Technology; IEEE; 2010. p.213-216.

LI Peng; Longduo Shen; Jia Li a, Rui Liang; Weidong Tian; Wei Tang; Optimal design of an individual endoprosthesis for the reconstruction of extensive mandibular defects with finite element analysis; Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery. 2014. p. 73-78.

LINDQUIST LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. Clin Oral. 1996. p. 329-336.

LOBO Leandro, H. Y. Ono, C. C. de Souza Loureiro, K. Marinho, H. A. Garcia Guevara: A ten-year experience and follow-up of three hundred patients fitted with the Biomet/Lorenz Microfixation TMJ replacement system. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. 42. 2013. p.1007–1013.

LOUIS G. Mercuri; The role of custom-made prosthesis for temporomandibular joint replacement; *Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial*;3 5(1). 2013. p.1–10.

LOGOZZO Silvia, Elisabetta M.Zanetti; Giordano Franceschini; Ari Kilpelä; Anssi Mäkynen; Recent advances in dental optics – Part I: 3Di intraoral scanners for restorative dentistry; *Optics and Lasers in Engineering*. 2014. p. 203–221.

LOZANO Morales Constanza Eugenia DDS, OMS Jefe de Sección Cirugía Oral y Maxilofacial Departamento de Salud Oral -Fundación Santa Fe de Bogota. 2013. p. 1-4.

MCCARTHY Joseph G., Barry H. Grayson; Craniofacial Microsomia; *Current Therapy in Plastic Surgery* 2006. p. 506–517.

MCCARTHY Joseph G.; chapter 26 craniofacial microsomia; *Grabb and Smith's Plastic Surgery*, Sexta edición. 2007. p.248-254.

MARQUES Thais Simek Vega Gonçalves; Camila Heitor Campos and Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia; Implant retention and support for distal extension partial removable dental. Prosthesis: Satisfaction outcomes; Piracicaba Dental School, University of Campinas, Piracicaba, São Paulo, Brazil. 2014. p. 1-6.

MARTINEZ Carlos; Ramirez Elizabeth; Marmolejo Luz and Evelio Miguel; Fractura maxilofaciales atendidas en el hospital san juan de Dios; *Revista estomatología*. 2003. p. 32-38.

MARTINEZ Fabian; Estudio retrospectivo del tratamiento de anomalías dentofaciales realizado en el hospital militar de Quito desde el año 1997 al 2007 mediante cirugía ortognática unimaxilar o bimaxilar; *Universidad San Francisco de Quito*; 2008.

MATSUDA Ken-ichi, Yuko Kurushima; Yoshinobu Maeda; Replacement of a mandibular implant-fixed prosthesis with an implant-supported overdenture to improve maintenance and care; *Journal of Prosthodontic Research*. 2014. p. 1-5.

MAZZOLI Alida; *Selective Laser Sintering in Biomedical Engineering*; University Politecnica delle Marche; Springer. 2013. p. 245-256.

MEAZZINI Maria Costanza, Fabio Mazzoleni, Gabriele Canzi, Alberto Bozzetti; Mandibular distraction osteogenesis in hemifacial microsomia: Long-term follow-up; *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2005. p. 370–376.

MELLOR Stephen; Liang Hao and David Zhang; Additive manufacturing: A framework for implementation; *Int. J. Production Economics*. 2014. p. 194-201.

MÉNDEZ Armando; propuesta de ciclo de desarrollo para dispositivos biomédicos. [Consultado el 27 de abril de 2014]. Disponible en internet: [http://augusta.uao.edu.co/moodle/file.php/3273/03 Metodologia para el diseno de dipositivos.pdf](http://augusta.uao.edu.co/moodle/file.php/3273/03_Metodologia_para_el_diseno_de_dipositivos.pdf).

MESNARD Michel, Antonio RAMOS. Towards a rigorous approach to designing a Temporomandibular Joint prosthesis. From clinical challenge to numerical prototype. 2013. p. 141 – 146.

MERCURI LG. Use of alloplastic protheses for temporomandibular reconstruction. J Oral Maxillofacial Surgery; 58. 2000. p.70–75.

MIJITI Ainiwaer; Wang Ling; Maimaitituexun Tuerdi; Abudukelimujiang Maimaiti; Julaiti Tuerxun; Yao Zhi Tao; Adilijiang Saimaiti; Adili Moming; Epidemiological analysis of maxillofacial fractures treated at a university hospital, Xinjiang, China: A 5-year retrospective study; Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery;. 2014. p. 227-233.

Ministerio de salud y protección social-Colciencias; Guía de práctica clínica. Detección de anomalías congénitas en el recién nacido, 2013, [Consultado el 14 de agosto de 2014], Disponible en internet: [http://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/INEC/IETS/GPC Prof Sal AC.pdf](http://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/INEC/IETS/GPC_Prof_Sal_AC.pdf).

MOLLEMANS W; F. Schutyser, N. Nadjmib F. Maes, P. Sueten; Predicting soft tissue deformations for a maxillofacial surgery planning system: From computational strategies to a complete clinical validation; Medical Image Analysis. 2007. p. 282–301.

NORDIN Rifqah, Normastura Abdul Rahman; Muhd Fazlynizam Rashdi; Azizah Yusoffb, Roselinda Abdul Rahman; Saperi Sulong; Amrizal Muhd Nur; Noorhayati Abdul Razak; Mohd Nazimi Abdul Jabar; Mohd. Ismail Ibrahim; Norlen Mohamed; Sharifah Hapsah Raja Ahmada; Roszalina Ramli; Oral and maxillofacial trauma caused by road traffic accident in twouniversity hospitals in Malaysia: A cross-sectional study; Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Medicine, and Pathology; 2014.

OCHI Megumi; Manabu Kanazawa; Daisuke Sato; Shohei Kasugai; Shigezo Hirano; Shunsuke Minakuchi; Factors affecting accuracy of implant placement with mucosa-supported stereolithographic surgical guides in edentulous mandibles; Computers in Biology and Medicine. 2013. p. 1653-1660.

ONGKOSUWITO E.M. J.W. van Neck, E. Wattel, L.N. van Adrichem, A.M. Kuijpers-Jagtman; Craniofacial morphology in unilateral hemifacial microsomia; British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 51. 2013. p. 902–907.

Organización Mundial de la Salud OMS “Oral health” 2012. [Consultado el 27 de abril de 2014]. Disponible en internet: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs318/en/>

PA Peter; Mark S. Mirotznik; Raymond McCauley; Shridhar and Kate Duncan; Integrating Metamaterials within a Structural Composite using Additive Manufacturing Methods; IEEE. 2012.

PAN Yu-qin, Ruan Zheng, Fa-bing Liu, Wang Jing, Chen Yong, Xue-yan Liang, Wu Bing; The use of CT scan and stereo lithography apparatus technologies in a canine individualized rib prosthesis; International Journal of Surgery. 2014. p. 71-75.

PARTHASARATHY Jayanthi; Binil Starly; Shivakumar Raman; A design for the additive manufacture of functionally graded porous structures with tailored mechanical properties for biomedical applications; Journal of Manufacturing Processes. 2011. p. 160-170.

PASSONI Sabrina, Fernando da Silva Borges, Luiz Fernando Pires, Sérgio da Costa Saab, Miguel Cooper. Software Image J to study soil pore distribution. Lavras, v.38. 2014, p.122-128.

PIRGOUSIS Phil; Nathan Eberle; Reoperative Mandibular Reconstruction; Oral Maxillofacial Surg Clin. 2011. p. 153–160.

PLUIJMERS B. I., C. J. J. M. Caron, D. J. Dunaway, E. B. Wolvius, M. J. Koudstaal; Mandibular reconstruction in the growing patient with unilateral craniofacial microsomia: a systematic review. Journal Oral Maxillofacial Surgery. 2014. p. 286–295.

PONCHE Remi; Olivier Kerbra; Pascal Mogno; Jean-Yves Hascoet; A novel methodology of design for Additive Manufacturing applied to Additive Laser Manufacturing process; Robotics and Computer-Integrated Manufacturing. 2014. p. 389-398.

POUKEND Jules; Lambrichts Ivo; Beerens Maikel and Mercelis Peter; The world’s first 3D printed total jaw reconstruction; XILLOC patient specific implants; 2012.

PREIM Bernhard, Charl Botha; Chapter 17 – Computer-Assisted Surgery; Visual Computing for Medicine (Second Edition) Theory, Algorithms, and Applications. 2014. p. 593–623.

PRIEST George; Jay Smith, and Michael G. Wilson; Implant survival and prosthetic complications of mandibular metal-acrylic resin implant complete fixed dental prostheses; Private Practice, Hilton Head Island, SC; Private Practice, Atlanta, Ga; Indiana University School of Medicine, Indianapolis. 2014. p. 1-10.

QUINN Peter; Dolwick Franklin and Sinn Douglas; Total Mandibular Joint Replacement Surgical Guidelines; University of Pennsylvania. 2005. p. 1-20.

RAMOS A, M. Mesnard; Comparison of load transfers in TMJ replacement using a standard and a custom-made temporal component; Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery. 2014. p. 1-7.

RAMOS António, Michel Mesnard; Load transfer in Christensen TMJ in alloplastic total joint replacement for two different mouth apertures; Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery. 2014. p. 1-8.

RAUSO R; Severe maxillofacial skeletal deformities following facial burns; Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery. 2010. p. 479–480.

RITTO Fabio G.; Thiago G. Ritto; Danilo Passeado Ribeiro; Paulo José Medeiros and Márcio de Moraes; Accuracy of maxillary positioning after standard and inverted orthognathic sequencing; Federal University of Rio de Janeiro. 2014. p. 1-8.

SALMI Mika; Kaija-Stiina Paloheimo, Jukka Tuomi, Jan Wolff, Antti Mäkitie; Accuracy of medical models made by additive manufacturing (rapid manufacturing); Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery. 2013. p. 603-609.

SANTOLARIA J; R. Jiménez, M. Rada, F. Loscos; Error compensation method for improving the accuracy of biomodels obtained from CBCT data; Medical Engineering & Physics. 2014. p. 397–404.

SPICER Patrick; Simon Young; Kurtis Kasper; Kyriacos A. Athanasiou; Antonios G. Mikos; Mark Eu-Kien Wong; Chapter 71 – Tissue Engineering in Oral and Maxillofacial Surgery; Principles of Tissue Engineering. 4 edicion. 2014. p. 1487–1506.

STOKBRO K., E. Aagaard, P. Torkov, R.B. Bell, T. Thygesen; Virtual planning in orthognathic surgery; Journal Oral and Maxillofacial Surgery. 2014. p. 1-9.

STRANO, L. Hao, K. E. Evans, R. M. Everson; Optimisation of quality and energy consumption for additive layer manufacturing processes; Green Manufacturing; 2010.

SUN Hao, Biao Li, Zeliang Zhao, Lei Zhang; Error analysis of a CAD/CAM method for unidirectional mandibular distraction osteogenesis in the treatment of hemifacial microsomia; Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery. 2005. p. 370–376.

TIMOTHY M. Rankin; Nichoas A. Giovinco; Daniel J. Cucher; George Watts; Bonnie Hurwitz, and David G. Armstrong; Three-dimensional printing surgical instruments: are we there yet?; Journal of Surgical Research. 2014. p. 1-5.

TMJ Concepts; description of the implants. [Consultado el 16 de octubre de 2014] disponible en internet: <http://tmjconcepts.com>.

TOURAH Anita; Alireza Moshaverinia and Winston W. Chee; Mandibular implant-supported fixed dental prosthesis with a modified design: A clinical report; Herman Ostrow School of Dentistry, University of Southern California. 2014. p. 91-95.

TRAPPEY Charles V.; Amy J.C. Trappey; Hsin-Yi Peng; Li-Deh Lin; Tong-Mei Wang; A knowledge centric methodology for dental implant technology assessment using ontology based patent analysis and clinical meta-analysis; Advanced Engineering Informatics. 2014. p.1-13.

ULRICH Karl and Eppinger Steven; diseño y desarrollo de productos, enfoque multidisciplinario; tercera edición; McGrawHill; 2004.

URIBE F.R. Fariña, R. Torrealba, S. Valladares, J.P. Alister; Management and treatment protocol for hemifacial microsomia; 21st ICOMS. 2013.

VEGA Luis; Reoperative Mandibular Trauma: Management of Posttraumatic Mandibular Deformities; Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America. 2011. p. 47–61.

VERHOEVEN T.J, C. Coppen, R. Barkhuysen, E. M. Bronkhorst, M. A. W. Merx, S. J. Berge', T. J. J. Maal: Three dimensional evaluation of facial asymmetry after mandibular reconstruction: validation of a new method using stereophotogrammetry. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 2013. p.19–25.

VERSTREKEN Kris; Johan Van Cleynenbreugel; Kirsten Martens, Guy Marchal, Daniel van Steenberghe, and Paul Suetens; An Image-Guided Planning System for Endosseous Oral Implants; IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING. 1998. p.842-852.

WATSON Robert A.; A Low-Cost Surgical Application of Additive Fabrication; Journal of Surgical Education. 2014. p.14-17.

WESTERMARK A. P. Hede'n, E. Aagaard, C.-P. Cornelius: The use of TMJ Concepts prostheses to reconstruct patients with major temporomandibular joint and mandibular defects. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 40. 2011. p. 487–496.

WINDER John and Richard Bibb, *Medical Rapid Prototyping Technologies: State of the Art and Current Limitations for Application in Oral and Maxillofacial Surgery.* 2005. p. 1006-1015.

MUR Xavier Gil; *Biomechanica y Biomateriales*; UPC. 2002. p. 1-86.

YANG Robin; Andrew R. Salama; John F; *Reoperative Midface Trauma*; *Oral Maxillofacial Surg Clin.* 2011. p, 31–45.

ZHENG Youyi Hongbo Fu Oscar Kin-Chung Au Chiew-Lan Tai. *Bilateral Normal Filtering for Mesh Denoising.* *IEEE.* 2013. p. 1-10.

ZHU Songsong; Dazhang Wang; Qiudan Yin; Jing Hu; *Treatment guidelines for temporomandibular joint ankylosis with secondary dentofacial deformities in adults*; *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery.* 2013. p. 117–127.