

ANÁLISIS Y SIMULACIÓN DE UN DISTRACTOR ALVEOLAR POR EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.

W. Carrero^{*}, J. Cedeño[†], M. Cerrolaza^{*}

^{*} Centro de Bioingeniería UCV
Facultad de Ingeniería, Universidad Central de Venezuela
Caracas, Venezuela.
e-mail: wilmerca@hotmail.com

[†] Postgrado de Cirugía Bucal
Facultad de Odontología, Universidad Central de Venezuela
Caracas, Venezuela
e-mail: cedenomartinez@hotmail.com

Palabras Claves: Distractor, Osteogénesis, Reconstrucción, Medición de cargas.

Resumen. *En el presente trabajo se realiza una revisión bibliográfica acerca de los avances en distracción osteogénica intraoral, específicamente distracción alveolar. Se diseña un distractor que contenga las bondades y solvete las deficiencias de los dispositivos comerciales. Es simulado un modelo tridimensional y evaluado su comportamiento por medio del método de los elementos finitos. Para este análisis, se asumieron cargas de servicio, y se sugieren cambios a la geometría del modelo preliminar. Se genera en base a data tomográfica, la estructura ósea comprometida en el caso de estudio. Paralelamente se diseña un dispositivo de medición de cargas funcionales al cual estará sometido el distractor alveolar una vez implantado en boca.*

1 INTRODUCCIÓN

El presente trabajo tiene como objetivo, el diseño, análisis, fabricación y seguimiento clínico de un dispositivo de distracción osteogénica oral, específicamente distracción alveolar. El objetivo principal de este proceso es la expansión del volumen tanto del tejido óseo como del tejido blando adyacente. Asimismo, se busca el desplazamiento de una porción de hueso para suplir un sitio deficiente. Este dispositivo debe ser lo menos invasivo y suficientemente estable para realizar la distracción soportando las solicitudes del medio en que se va a colocar temporalmente, además de conservar la dirección y el sentido del vector de crecimiento. En las alternativas para la rehabilitación de los pacientes que por diferentes razones han sufrido la pérdida de algunas estructuras dentarias en el sector anterior están los implantes. Pero para su colocación es necesario contar con suficiente tejido óseo y blando para lograr un resultado satisfactorio.

2 REVISIÓN MÉDICA

2.1 Antecedentes.

Dentro de las distintas causas para la pérdida de los dientes están la enfermedad periodontal, patologías, trauma, extracciones o anomalías congénitas, lo cual va acompañado de pérdida ósea, la cual produce el remodelado del hueso alveolar.

Este cambio en el reborde alveolar ha sido estudiado o evaluado por diferentes autores, los cuales plantean que la reabsorción del hueso alveolar tiene ciertas características o patrones que afectan a ambos maxilares, y que la pérdida de hueso alveolar es cuatro veces mayor en la maxilar inferior que en el maxilar superior. De igual manera, plantean que la pérdida de hueso es más rápida en el primer año, siendo más marcada en el sector anterior que en el posterior.

Corregir los defectos óseos producto de la reabsorción de los maxilares edéntulos en la zona anterior, es el principal problema a resolver por el cirujano, por esta razón se requiere la reconstrucción tridimensional, para lograr tener una buena superficie tanto de tejidos blandos como duro para poder realizar una rehabilitación con implantes

2.2 Principios Biológicos y Biomecánicos de la Distracción Osteogénica

En 1905 Codivilla reporta, por primera vez, la utilización de la distracción osteogénica en el alargamiento de un fémur¹. En 1951 Gavril Ilizarov realiza estudios en el campo de la ortopedia y traumatología que lo llevaron al descubrimiento del principio que se conoce como la Ley de Tensión-Stress que gobierna la estimulación del crecimiento tisular y la regeneración durante la distracción. Esto consiste en que la tracción gradual sobre tejidos vivos crea fuerzas que pueden estimular y mantener la regeneración y crecimiento activo de ciertas estructuras titulares².

Ilizarov pudo observar en sus estudios que con la utilización de un fijador estable, movimientos lentos y conservando la mayor parte del tejido blando, elementos medulares y

riego sanguíneo en el lugar de la osteotomía del disco óseo de transporte o que ha de ser transportado condujo a mayor formación de tejido óseo, siendo la consolidación ósea mejor, en aquellos casos donde se mantuvo una mayor preservación de la irrigación y mayor estabilidad de la osteotomía¹⁻⁴.

La distracción Osteogénica comienza con la formación de un callo reparativo, al cual se le aplica tensión por estiramiento, generando nuevo hueso.

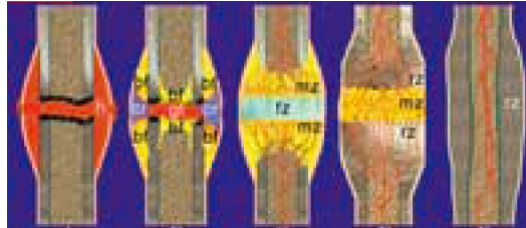


Figura 1: Ilustración de las 5 etapas del proceso de Distracción osteogénica en huesos largos⁶.

Este proceso consiste en cinco etapas secuenciales (ver figura 1).

- 1 Osteotomía: Es el procedimiento mediante el cual es seccionado el hueso que va a servir de disco o segmento de transporte óseo, producto de la disección de este segmento de hueso sano (ver figura 2), se va a desencadenar un proceso de reparación ósea, como el observado en las fracturas.
- 2 Período de latencia: El periodo de latencia es el que está comprendido entre el momento en que se colocó el dispositivo distractor con el corte del disco óseo y el inicio del proceso de distracción, y que consiste en el tiempo necesario para la formación del callo fibroso reparativo.
- 3 Período de Distracción: Consiste en el inicio de la aplicación de cargas tensionales al callo de tejido fibroso por medio de tracciones graduales, por medio del distractor, lo que estimula la formación de nuevo tejido en dirección paralela al vector de distracción.
- 4 Período de Consolidación: Al finalizar el proceso de distracción, la zona fibrosa intermedia se osifica y un hueso fibroso une la brecha. Este periodo consiste en la mineralización completa del tejido regenerado o formado que se inicia semanas después de la formación del callo fibroso
- 5 Período de Remodelado: Este primer hueso formado inicialmente por hueso laminar que conforma la estructura de la zona de distracción es sustituido por el hueso del sistema harvesiano, Nocini y col¹⁰. evaluaron histológicamente el hueso neoformado después de una distracción mandibular un año después y pudieron observar que la osificación es tanto endocondral como membranosa ya que encontraron la presencia de fibrocartílagos dentro del hueso regenerado.

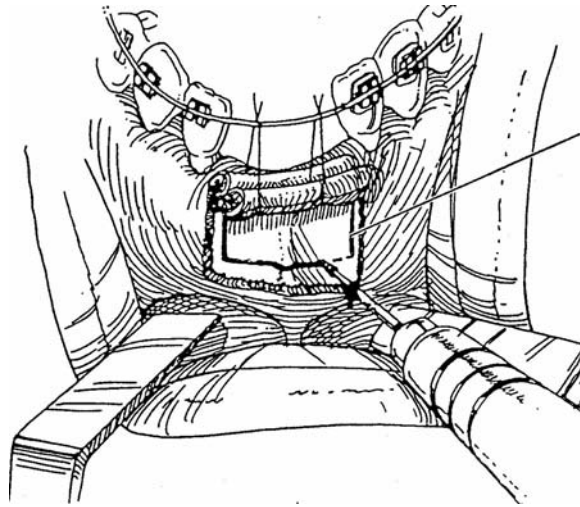


Figura 2: Corticotomía realizada con el objetivo de desvincular parcialmente el segmento óseo a distraer.
Tomada de Chin⁷.

3 MODELO DEL DISTRACTOR ALVEOLAR

Las solicitudes quirúrgicas que fueron revisadas para el desarrollo del modelo son las siguientes:

- a- Capacidad de distraer controladamente los segmentos; adaptabilidad para poder definir el vector de crecimiento;
- b- Minimizar la característica invasiva del tratamiento;
- c- Otorgar la mayor estabilidad al sistema en funcionamiento.
- d- Fabricado enteramente de una aleación biocompatible, y resistente a los dobleces directores en las plaquitas de fijación.

3.1 Funcionamiento del Distractor alveolar.

A continuación se describen las partes del modelo preliminar (ver Figura 3):

- a. El tornillo distractor es el elemento transmisor del movimiento gradual y controlado del sistema, el cual posee una rosca milimétrica que facilita dicho movimiento característico;
- b. Plaquita base es el vínculo de fijación a la estructura ósea maxilar;
- c. Plaquita distractora es el vínculo con el segmento óseo a distraer. Cada plaquita es doblada previamente por el cirujano para aproximar el vector de crecimiento a distraer; estas placas se fijan por medio de tornillos para corticales.

De manera que la punta del tornillo no posee rosca y tiene un diámetro menor a la del resto del tornillo lo que configura un cojinete entre el tornillo y la placa. Esta punta va introducida dentro de la placa base. La placa distractora posee un agujero roscado con la misma rosca del tornillo; esta configuración permite que las placas sean separadas por medio del giro del tornillo.

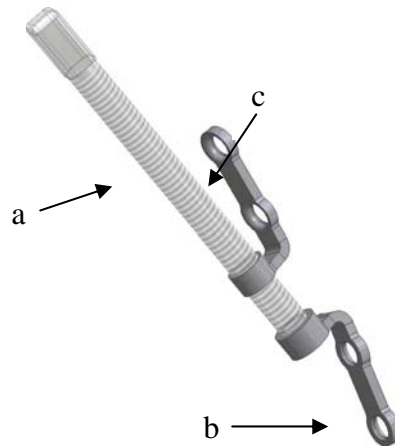


Figura 3: Diseño preliminar modelado en 3D: a) Tornillo distractor; b) Placa base; c) Placa distractora.

4 MATERIALES Y METODOS

En la figura 4 se muestra el distractor modelado en acople con aproximaciones de estructuras óseas. Se ilustra la placa base acoplada al maxilar inferior y en posición de distracción del alveolo. Las estructuras óseas son aproximadas a las existentes en esta parte de la anatomía maxilar humana.

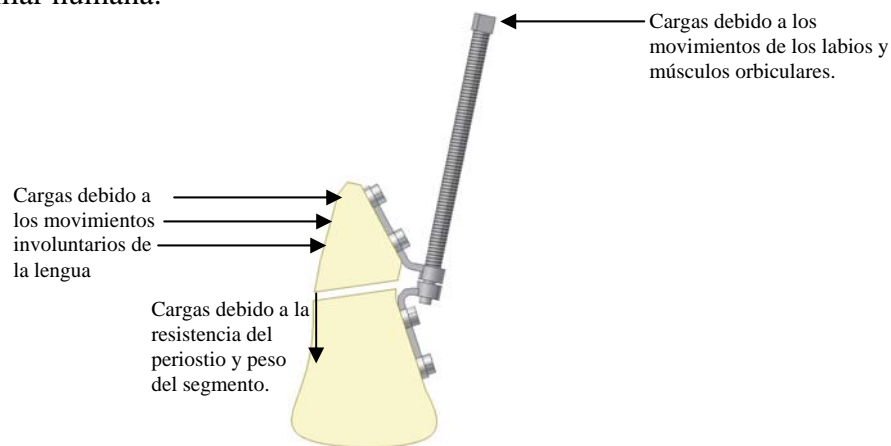


Figura 4: Modelo preliminar propuesto sobre segmentos óseos (vista desde un corte sagital).

Se considera el modelo linealmente elástico, homogéneo e isotrópico. Las propiedades de los materiales son tomados de Meijer et al⁵: módulo de Young para hueso cortical ($E = 13700$ MPa) y el coeficiente de Poisson ($\nu = 0.3$). De igual manera para el acero quirúrgico 316L ($E = 197000$ MPa) y el coeficiente de Poisson ($\nu = 0.33$)⁸.

5 PARÁMETROS UTILIZADOS PARA EL ANÁLISIS POR EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Cargas Biológicas: La fuerza de oposición a la distracción causada por el periostio, la fuerza producida por el labio, la fuerza ejercida por el peso propio del Segmento óseo a distraer, y la fuerza del movimiento involuntario de la lengua contra el extremo distal del montaje. Ver figura 4.

5.1 Condiciones de Contorno

- Se restringió el segmento óseo proximal, impidiendo la rotación y el desplazamiento en todas las direcciones.
- Se restringió el segmento óseo distal en 3 grados de libertad (2 desplazamientos, y 1 rotación)

El modelo presentado fue mallado con un número de elementos totales de 5978 tetraedros, y un número de nodos totales de 1407.

Las cargas fueron asumidas a partir de las primeras aproximaciones, con el único objetivo de simular el dispositivo con una aproximación de estas cargas biológicas. Se asumieron entonces las cargas debido a la tensión del labio contra la cabeza del tornillo como 0.5 N, cargas por el periostio debido a la resistencia gradual de oposición a la distracción de 0.01962N, y cargas debido al peso propio del segmento óseo distal de 0.294 N (ver figura 4).

6 ANÁLISIS DEL ESTADO DE ESFUERZO

Se utilizó von Mises para el análisis del estado de esfuerzo como criterio de fluencia y se aplicó un modelo adaptativo asumiendo un 10% de convergencia entre iteraciones del P adaptable en el paquete computacional empleado (Pro Engineer).

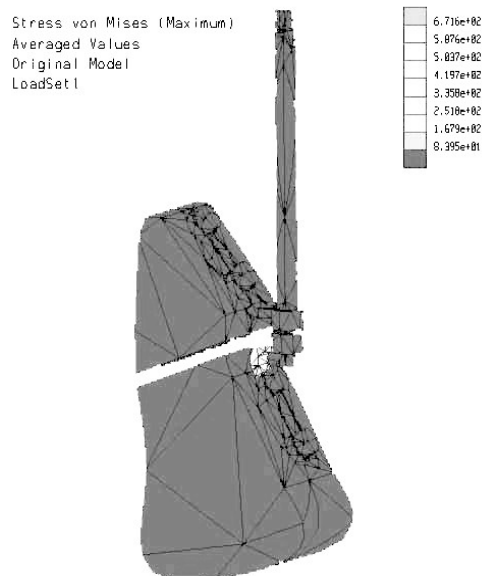


Figura 5: Mallado y aplicación de cargas por elementos finitos¹².

En este procedimiento previo a la instalación de los resultados obtenidos (ver tabla 1), se tiene que la zona sometida al mayor esfuerzo (ver figura 6) es donde se realiza el doblado que dirige la angulación del vector director con respecto a la estructura ósea. Como se esperaba, estos valores se encuentran muy por debajo de los críticos. Vale la pena destacar que esta zona es doblada plásticamente, por ende, a esta zona del dispositivo se le invierte una energía, la cual incrementa el límite elástico del acero. Dado que el material del modelo se considera homogéneo, no se usa esta condición de heterogeneidad con la finalidad simplificarlo y obtener un resultado más conservador, suponiendo entonces los mismos límites de fluencia para todas las zonas del distractor.

Los resultados arrojados del estudio son mostrados en la Tabla 1:

Tabla 1 Resultados del análisis de esfuerzo

Esfuerzo máximo de von Mises	Esfuerzo máximo principal	Convergencia
7.555e+02 MPa	1.083180e+02 MPa	0.2%
Esfuerzo mínimo principal	Convergencia	Esfuerzo mínimo de von Mises
-2.350527e+02 MPa	1.5%	1.504e-4 MPa

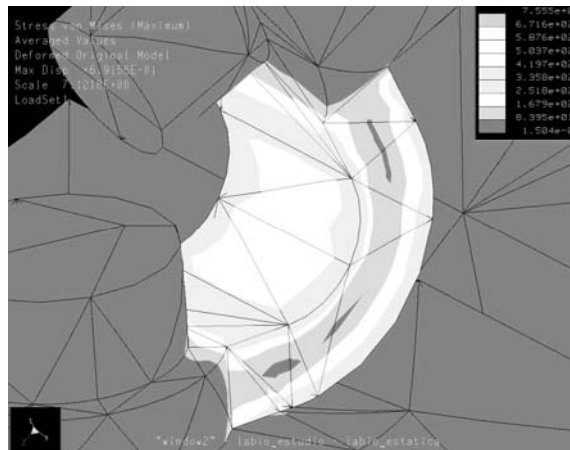


Figura 6: Zona más desfavorable del dispositivo¹².

7 FABRICACIÓN DE DISTRACTORES

7.1 Métodos de fabricación

Para la fabricación de los distractores se utilizaron técnicas de mecanizado por medio de un centro de mecanizado por control numérico (Bridgeport DX32) en el taller del IMME UCV.

El mecanizado del tornillo se realizó en un torno convencional y se fabricó enteramente en acero inoxidable AISI 316L (ver figura 7)

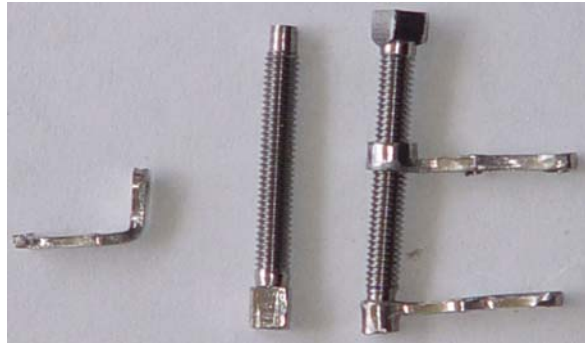


Figura 7: Primeros prototipos fabricados¹⁰.

7.2 Fabricación del segundo modelo de distractor alveolar

La interpretación del análisis de resultados del 1^{er} distractor, sugiere algunos cambios para la generación del 2^{do} distractor, estas modificaciones son:

- Disminución del espesor de las placas.
- Disminución en el diámetro del tornillo distractor.
- Aumento de la longitud de distracción efectiva y disminución en la distancia entre los agujeros de las placas para los tornillos corticales.
- En la geometría de la placa base se sugiere un cambio en la posición del agujero, donde se asienta la base del tornillo formando 90° con los ejes de los agujeros de la placa base sin doblar (ver figura 8).



Figura 8: Plaquita distractora y plaquita base con las modificaciones antes de doblar

8 RECONSTRUCCIÓN COMPUTACIONAL DE LA ESTRUCTURA ÓSEA EN 3D

Para la obtención de los sólidos con la geometría de la anatomía ósea, se obtendrán a partir de tomografías computarizadas (TC) de mandíbula o Maxilar del paciente que presenta la anomalía en su estructura ósea.

Con esta data suministrada siguiendo el protocolo que se describe a continuación(ver figura 9), se genera una aceptable reconstrucción de la estructura ósea.



Figura 9: Reconstrucción en 3D de la mandíbula basado en tomografías computarizadas axiales

Se selecciona un paciente que presente un cuadro clínico el cual sugiera regeneración del reborde alveolar con aplicación de la distracción osteogénica alveolar. El paciente es sometido a un estudio tomográfico con el fin de coleccionar la data digital para la reconstrucción virtual; en este estudio debe estar explícitamente indicado tanto la escala como la separación de los planos de corte con los cuales se obtiene la data tomográfica, a la vez que debe garantizar el recorrido suficiente para registrar toda la estructura ósea que se desea remodelar y someter a análisis. Para nuestro caso las imágenes fueron reportadas en formato DICOM, la escala fue un 75% del tamaño real, y la separación entre cada plano de imagen: 0,625 mm.

Una vez obtenidas las imágenes en el formato compatible con el CAD, en nuestro caso se utilizaron imágenes en mapa de bits (bmp) y el software CAD utilizado fue Inventor Autodesk 9. En el CAD, estas imágenes fueron importadas en planos paralelos consecutivamente a la separación prescrita y fijando un eje perpendicular a todos los planos, para garantizar la superposición de las figuras, con el fin de dibujar los contornos característicos de cada uno de estos cortes con líneas tipo “spline”, creando curvas cerradas. Dibujando sus contornos en sus respectivos planos, se procedieron a crear “loft” o sólidos que emergen de un plano base y se induce a generar una geometría 3D, tomando como guía los contornos de planos vecinos e inmediatos. Este trabajo puede ser tedioso, dependiendo de

la complejidad de las curvas. Cada uno de estos elementos sólidos forma un subgrupo de la estructura ósea total. Esta reconstrucción geométrica por subgrupos se realizó con la finalidad de hacer más manejable computacionalmente estos archivos, debido al alto peso operativo que significó para un computador personal.

Además, para estudiar la compleja geometría de la mandíbula lo más cercano posible a la realidad, se realiza una reconstrucción geométrica tridimensional del maxilar superior. (Ver figura10).

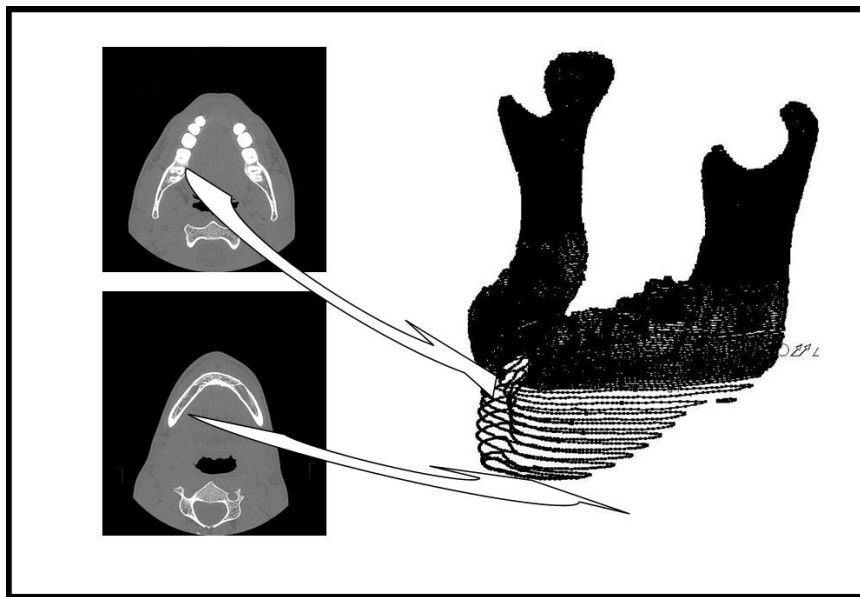


Figura 10: Reconstrucción en 3D de la mandíbula basando en tomografías computarizadas axiales.

Luego se procede a unir consecuentemente todas y cada una de estas curvas generadas en cada plano, con lo cual se genera un modelo computacional 3D del hueso a tratar; este archivo se utiliza para implantar virtualmente el distractor (ver figura 11)

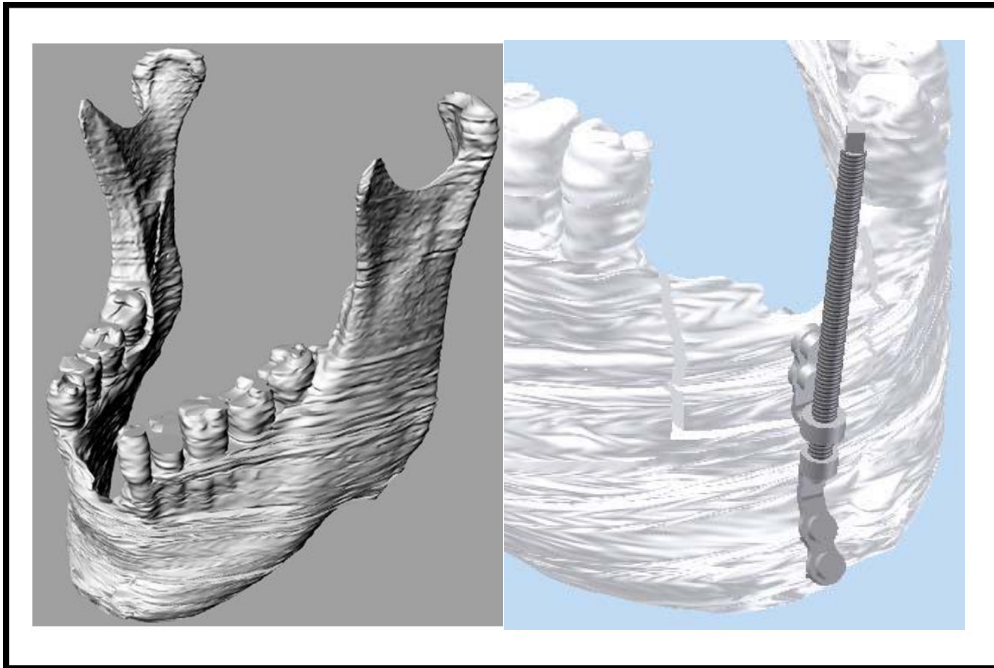


Figura 11: Modelo generado en 3D y simulación del distractor implantado computacionalmente en la base ósea y segmento corticotomía.

Realizando los ajustes de escala correspondientes, se procedió luego por medio de una impresora de sólidos 3D, a generar la estructura ósea objeto de estudio (ver figura 12), y de esta forma se obtiene una herramienta de vital importancia para la simulación computacional como para los ensayos “in vitro”, donde se puede obtener importantes observaciones acerca del momento del acto quirúrgico y confirmar o realizar alguna modificación del dispositivo, previo a la implantación en el paciente.

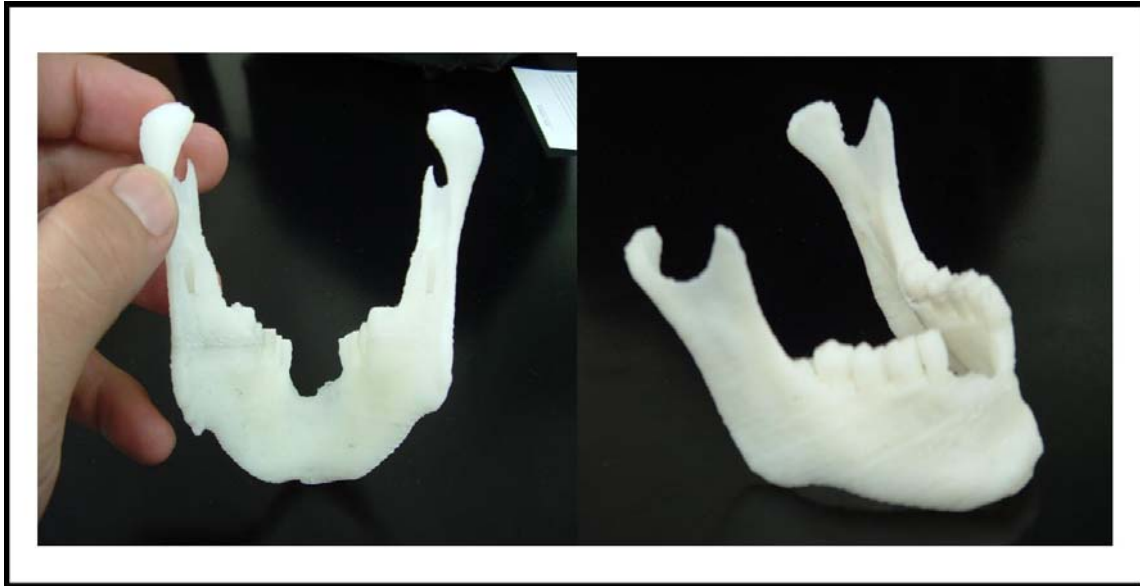


Figura 12. Modelo impreso en 3D a escala real. (Impreso por Procter & Gamble de Venezuela)

Además, se puede realizar una aproximación del resultado final inmediato a la finalización de la distracción y creación del callo óseo, proyectando así, una aproximación de la anatomía y características del segmento regenerado y sus zonas adyacentes más próximas a la región intervenida.

9 DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE MEDICIÓN DE CARGAS.

Se diseñó un dispositivo para la evaluación de las cargas biológicas funcionales, específicamente, las respectivas a las tensiones que ejerce el labio sobre la cabeza del tornillo distractor, debido a los movimientos faciales y gestuales, y de la misma manera, evaluar las cargas debido a los movimientos involuntarios de la lengua. Se fabricó un montaje con un dispositivo de fijación temporal en la estructura dentaria, integrado por arreglos de materiales con galgas extensiométricas, para usarlo como transductor de las cargas por la lengua y el labio. De esta manera se generan datos estadísticos de las cargas para evaluar el dispositivo de distracción oral.

Este estudio se realizó en el paciente de la siguiente manera:

a) Se tomó impresiones en boca del paciente, técnica desarrollada comúnmente por los odontólogos para crear una replica de la estructura dentaria tomando en cuenta el tejido blando.

b) Se fabricó con alambres de acero inoxidable y acrílico, una férula en la cual se empotra una lámina de acero inoxidable donde se fijan galgas extensiométricas (ver figura 13).

Este estudio es generado por la inexistencia de reportes de cargas para distractores alveolares.



Figura 13. Férula colocada en la impresión para fijar las galgas y calibrar previo al montaje en el paciente

10 CONCLUSIONES Y TRABAJOS A FUTURO

Se diseñó un distractor alveolar osteogénico, considerando las técnicas quirúrgicas. La geometría concede al modelo gran rigidez para los valores de carga a la que es sometido. Los valores de los esfuerzos obtenidos están muy por debajo de la cedencia del material, se observa entonces que el distractor está en el rango elástico y soporta las cargas solicitadas. Para la aplicación de las cargas al hueso distal se propone simular como un resorte, a la resistencia que opone el periostio a la distracción. Es posible disminuir el espesor del dispositivo, para minimizar el carácter invasivo de los dispositivos comerciales. Se presenta una posibilidad no muy lejana para la producción del dispositivo a menores costos que los homólogos importados. Se diseñó una metodología para cuantificar las diferentes cargas a que está sometido el distractor alveolar. Se generaron las herramientas necesarias para generar el ensayo “in vitro” para validar el funcionamiento y la técnica quirúrgica de implante del dispositivo.

Para la continuación de esta investigación y desarrollo se sugiere realizar los siguientes trabajos:

a) Simulación computacional de la estructura ósea en el tiempo como respuesta de la distracción osteogénica, con el objeto de analizar el comportamiento del dispositivo con la presencia del callo óseo.

b) Ensayos “In Vivo” una vez validado completamente el dispositivo, y después de pasar por los protocolos de implantación, el distractor será colocado en humanos.

11 REFERENCIAS

- [1] C Guerrero, W Bell, VL Modugno, AM Rodríguez, L Meza, “Distracción osteogénica mandibular intraoral”. *Odontol día.*; **11**(2):116-132 (1995).
- [2] G Ilizarov,. “The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part II: The influence of the rate and frequency of distraction”. *Clin Orthop*; 263 – 285(1989)
- [3] W Bell, M Gonzalez, ML Samchukov, C Guerrero. “Intraoral widening and lengthening of the mandible in baboons by distraction osteogenesis”. *J. Oral Maxilofafac Surg.* **57** :548-562, (1999)
- [4] G. Ilizarov, “The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I: The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation”. En *clinical orthopaedics and related research*. Number **238**, 249 - 281 (1989)
- [5] H. J. A.Meijer, F. J. M. Starmans, W. H. A. Steen, and F. Bosman, “A Three-Dimensional, Finite-Element Analysis of Bone Around Dental Implants in an Edentulous Human Mandible,” *Arch. Oral Biol* **38**, 491–496. (1993)
- [6] <http://www.braces.org/braces/documents/distraction-osteogenesis.cfm>, Samchukov, Cherkashin and Cope: Distraction Osteogenesis: a new frontier in correcting dentofacial deformities, USA, AAO. (2000).
- [7] M.Chin, Distraction Osteogenesis for Dental Implants, *Atlas of The Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, Volume 7, number 1, pag 44. (1999).
- [8] <http://www.armco.com>
- [9] M. Block, J Kent. *Endosseous Implants For Maxillofacial Reconstruction*, Louisiana State University, New Orleans, USA. (1995).
- [10] Nocini PF, Albanese M, Buttura da Prato E, D'Agostino A. “Vertical distraction osteogenesis of the mandible applied to an iliac crest graft: report of a case”. *Clin Oral Implants Res*; **15**, 366-370, (2004).
- [11] Carrero, W., Cedeño, J., “Diseño y fabricación de un distractor alveolar para regeneración ósea intraoral”. *Jornadas de Investigación de la Facultad de Ingeniería, JIFI'2002*, Caracas (2002)
- [12] Carrero, W., Cedeño, J., García, R., “Diseño y Simulación Mediante Métodos Numéricos y Fabricación de un Distractor Alveolar para Regeneración Óseo Intraoral”. *Congreso Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería y Ciencias Aplicadas CIMENICS' 2004*, San Cristóbal, (2004)