



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

**Comportamiento flexural de
mandíbulas
hemimandibulectomizadas con
diferentes esquemas de
reconstrucción y rehabilitación oral.
Análisis de elementos finitos**

Carolina Santander Zuluaga

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Odontología

Bogotá, Colombia

2017

**Comportamiento flexural de
mandíbulas
hemimandibulectomizadas con
diferentes esquemas de
reconstrucción y rehabilitación oral.
Análisis de elementos finitos**

Carolina Santander Zuluaga

Trabajo final presentado como requisito parcial para optar al título de:
Especialista en Rehabilitación Oral

Director:

Jorge Miguel Pardo Abisambra

Odontólogo, Especialista en Rehabilitación Oral y Rehabilitación Maxilofacial

Codirector:

Carlos Julio Cortes Rodríguez

Ingeniero Mecánico, MSc Manufactura, MSc Industria y Tecnología

Código Hermes: 34305

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Odontología

Bogotá, Colombia

2017

A mi mamá, la persona más importante de mi vida,

por estar siempre a mi lado. Te amo.

A mi papá, que desde el cielo me acompaña y me protege siempre.

Te amo y te extrañare toda la vida.

Agradecimientos

Quisiera expresar mi más profundo agradecimiento al director de este trabajo, el profesor Jorge Pardo, por su constante seguimiento, apoyo y colaboración. Mil gracias porque logramos desarrollar este trabajo con éxito.

Al ingeniero Carlos Julio Cortez, que también es el codirector del trabajo, por apoyarnos y brindarnos su amplio conocimiento en realizar simulaciones de diversas anatomías.

Al estudiante de doctorado de la Universidad Nacional Cristian Felipe Morales, quien definitivamente es el artífice de que se hayan hecho todos los modelos, simulaciones, pruebas y demás. Mil gracias por su colaboración, su dedicación y sobretodo su paciencia

Finalmente, a toda mi familia que a diario me han apoyado durante el desarrollo de este trabajo.

Resumen

La reconstrucción mandibular y su posterior rehabilitación oral con colgajo libre de peroné microvascularizado, placas rígidas de titanio y prótesis dentales implanto soportadas es el tratamiento de elección hoy en día para pacientes que han recibido una recesión quirúrgica parcial de la mandíbula. En este trabajo, diversos modelos con esquemas de reconstrucción y rehabilitación oral diferentes fueron sometidos a una simulación de cargas mediante un análisis de elementos finitos, con el fin de determinar el comportamiento biomecánico, en especial el comportamiento flexural en la interface hueso nativo-peroné, y así comparar los diseños protésicos para mejorar la distribución de la carga y de esta manera la predictibilidad en la longevidad del injerto, los implantes y la prótesis dental. Los resultados se evaluaron mediante un cálculo de tensiones de Von Mises y estos arrojaron que la reconstrucción de defectos mandibulares con colgajo libre de peroné son biomecánicamente viables, ya que la flexión en la interface hueso nativo-peroné es aceptable y no sobrepasa los límites de resistencia de los materiales, además las placas de reconstrucción favorecen el tratamiento ya que absorben la mayor parte de los esfuerzos aliviando el hueso y que ferulizar los implantes por medio de una barra mejorará la distribución de los esfuerzos comparado con implantes sin ferulizar.

Palabras clave: Reconstrucción mandibular, hemimandibulectomía, colgajo libre de peroné, placas de reconstrucción, implantes, análisis de elementos finitos

Abstract

Mandibular reconstruction and subsequent oral rehabilitation with free microvascularized fibular flaps, rigid titanium plates and implant-supported dental prostheses is the treatment of choice for patients who have had a partial surgical recession of the jaw. In this work, several models with different reconstruction and oral rehabilitation schemes were subjected to a simulation of loads by means of a finite element analysis, in order to determine the biomechanical behavior, especially the flexural behavior at the native bone-fibula interface, and this compare the prosthetic designs to improve the distribution of the load and in this way the predictability in the longevity of the graft, the implants and the dental prosthesis. The results were evaluated by means of a calculation of Von Mises stresses and these showed that the reconstruction of mandibular defects with free fibular flaps are biomechanically viable, since the flexion in the interface native bone-fibula is acceptable and does not exceed the limits of resistance of the materials, in addition the reconstruction plates favor the treatment since they absorb most of the efforts relieving the bone and that splinting the implants by means of a bar will improve the distribution of the efforts compared with implants without splinting.

Key words: Mandibular reconstruction, hemimandibulectomy, free fibula flap, reconstruction plates, implants, finite element analysis

Contenido

	Pág.
Resumen.....	6
Lista de Figuras.....	10
Lista de Tablas.....	12
Lista de Símbolos y Abreviaturas.....	13
Introducción.....	14
1. Objetivos.....	16
1.1 General.....	16
1.2 Específicos.....	16
2. Marco teórico.....	17
2.1 Tejido Óseo.....	17
2.2 Hueso mandibular.....	20
2.2.1 Biomecánica de la mandíbula.....	20
2.3 Recesión mandibular tipo hemimandibulectomía.....	22
2.4 Reconstrucción mandibular con colgajo libre de peroné microvascularizado.....	27
2.5 Rehabilitación oral con implantes dentales después de una reconstrucción mandibular.....	32
2.6 Rehabilitación con implantes dentales en hueso injertado y radioterapia.....	35
2.7 Análisis de elementos finitos.....	36
3. Materiales y Métodos.....	39
3.1 Construcción del modelo tridimensional.....	39
3.2 Construcción de modelos con esquemas de reconstrucción mandibular y rehabilitación oral.....	40
3.3 Análisis de elementos finitos – simulaciones de carga.....	43
4. Resultados.....	44

	Pág.
4.1 Análisis comparativo de resultados.....	52
5. Discusión.....	54
6. Conclusiones.....	61
Bibliografía.....	62

Lista de Figuras

	Pág.
Figura 2-1: Clasificación de hemimandibulectomías según las secuelas quirúrgicas. Cantor y Curtis (4).....	22
Figura 2-2: Clasificación del defecto mandibular acorde al número de osteotomías del peroné (33).....	24
Figura 2-3: Esquema del colgajo libre de peroné microvascularizado (36).....	29
Figura 2-4: Longitud efectiva del peroné para ser cosechada e injerta esta entre el punto C y D que corresponde a 23cm (40).....	30
Figura 2-5: Volumen óseo disponible para la colocación de implantes en peroné (40).....	31
Figura 3-1: Modelo CAD de mandíbula completa edéntula.....	40
Figura 3-2: Modelo 1: Hemimandíbula con colgajo libre de peroné. A: vista lateral, B: interface hueso nativo-peroné porción posterior, C: vista frontal superior, D: interface hueso nativo-peroné porción anterior.....	41
Figura 3-3: Modelo 2: Hemimandíbula con colgajo libre de peroné y placa de reconstrucción. A: vista lateral, B: vista superior, C: vista frontal.....	42
Figura 3-4: Modelo 3: Hemimandíbula con colgajo libre de peroné, placa de reconstrucción e implantes. A: vista lateral, B: vista frontal, C: vista superior.....	42
Figura 3-5: Modelo 4: Hemimandíbula con colgajo libre de peroné, placa de reconstrucción e implantes ferulizados con barra fresada. A: vista lateral, B: vista frontal, C: vista superior.....	43

	Pág.
Figura 4-1: Distribución de esfuerzos de Von Mises en el modelo 1.....	45
Figura 4-2: Concentración de esfuerzos en la interface hueso nativo-peroné en el modelo 1.....	45
Figura 4-3: Distribución de esfuerzos de Von Mises en el modelo 2.....	46
Figura 4-4: Concentración de esfuerzos sobre la interface hueso nativo-peroné y en la placa de reconstrucción en el modelo 2.....	47
Figura 4-5: Concentración de esfuerzos en la placa de reconstrucción y en la interface hueso nativo-peroné.....	48
Figura 4-6: Distribución de esfuerzos de Von Mises en el modelo 3.....	48
Figura 4-7: Concentración de esfuerzos sobre la placa de reconstrucción en el modelo 3.....	49
Figura 4-8: Concentración de esfuerzos en la interface hueso nativo-peroné en el modelo 3.....	50
Figura 4-9: Distribución de esfuerzos de Von Mises en el modelo 4.....	50
Figura 4-10: Concentración de esfuerzos sobre la placa de reconstrucción y la barra que feruliza los implantes en el modelo 4.....	51
Figura 4-11: Concentración de esfuerzos en la interface hueso nativo-peroné en el modelo 4.....	52

Lista de tablas

	Pág.
Tabla 3-1: Parámetros de los materiales usados en el análisis de elementos finitos.....	39
Tabla 4-1: Concentración de esfuerzos en 6 puntos diferentes para cada modelo.....	53

Lista de símbolos y abreviaturas

Símbolos

Símbolo	Término
μ	Micra
N	Newton
cm	Centímetros
mm	Milímetros
Ti	Titanio
Al	Aluminio
V	Vanadio
Nb	Niobio
MPa	Mega pascales

Abreviaturas

Símbolo	Término
CAD	Computer-Aided Design
CAM	Computer-Aided Manufacturing
TiCP	Titanio comercialmente puro
ATM	Articulación temporomandibular

Introducción

El cáncer es un problema de salud pública en el mundo y es actualmente la segunda causa de muerte tanto en Estados Unidos como en Colombia. Según la Sociedad Americana de Cancerología se presentan 30.260 casos de cáncer oral anuales (1) y acorde al Instituto Nacional de Cancerología, en promedio se están presentando en el país unos 1.200 casos al año de este tipo de cáncer (2), siendo esta una de las razones por la cual el individuo queda completamente aislado, ya que la cara es una de las partes más importantes del cuerpo que permite la comunicación y las expresiones faciales que indican las intenciones y el carácter de una persona inhabilitándolo en función, fonación, deglución, masticación, respiración y afectando a nivel psicológico, lo que conlleva a un deterioro en la calidad de vida y alcanzando un estado de “invalidez oral” (3) (4) (5) (6) (7) (8) (9).

La reconstrucción y la rehabilitación oral después de una hemimandibulectomía como resultado de una resección quirúrgica por diversas patologías de comportamiento maligno, especialmente por cáncer, es un reto para los rehabilitadores y cirujanos, ya que las alteraciones funcionales y estéticas deben ser resueltas oportunamente, con el fin de evitar distorsiones posicionales del segmento mandibular restante que generan asimetrías faciales (9) (10) (11). Los estudios han demostrado que los pacientes oncológicos con reconstrucción mandibular, tienen mejores resultados masticatorios que los pacientes que no están reconstruidos (12). Uno de los métodos actuales en la reconstrucción mandibular por secuela de la eliminación quirúrgica de un tumor en el piso de boca y en el hueso mandibular es la reconstrucción con colgajo libre de peroné microvascularizado con una placa de reconstrucción rígida de titanio, siendo esta una opción adecuada y exitosa para la rehabilitación oral que además permite una restauración funcional y estética del arco mandibular con la posibilidad de rehabilitar con implantes oseointegrados (13) (14).

La comprensión y el conocimiento de la anatomía y la fisiología pre-quirúrgica y post-quirúrgica, es un requisito para el desarrollo de nuevos procedimientos para la rehabilitación

de pacientes sometidos a hemimandibulectomía (4), la reconstrucción mandibular inmediata tiene por objeto restablecer la simetría facial, la alineación del arco y dar una oclusión estable favoreciendo la función masticatoria mediante la rehabilitación oral (15) (16).

La literatura reporta técnicas y métodos diferentes en el tratamiento de la reconstrucción y rehabilitación oral para este tipo de pacientes, tales como colgajos libres de peroné, cresta iliaca, hueso parietal tomado de la bóveda craneal y escapula; y el uso de placas de reconstrucción y tornillos, con implantes de oseointegración o con prótesis removibles (9) (17) (18) (19) (20), con tasas de éxito cerca del 90% (21), pero no existen suficientes reportes del comportamiento biomecánico producido sobre el hueso remanente, el hueso injertado y los elementos de reconstrucción y rehabilitación oral.

La respuesta a la carga funcional es diferente en los paciente dentados versus pacientes edéntulos; de igual manera esta respuesta será diferente en pacientes sometidos a hemimandibulectomía; y dependiente del tipo de reconstrucción y rehabilitación oral (22). Es importante tener en cuenta que el grado de discapacidad funcional y de desfiguración intra y extraoral depende de la extensión y localización del defecto y la resección quirúrgica, por lo tanto esta última determinara la cantidad de rehabilitación (23) (24).

El desafío es entender el comportamiento biomecánico de todo el sistema mandibular en presencia de una reconstrucción evaluando los efectos de las fuerzas funcionales aplicadas sobre la mandíbula, con el fin de predecir la longevidad a largo plazo de la rehabilitación oral y así responder a las expectativas de los pacientes, para esto el modelado computacional puede ser utilizado para simular estos defectos anatómicos y hacer predicciones sobre el comportamiento de las diferentes alternativas de reconstrucción y rehabilitación oral (15) (25).

Con este estudio queremos determinar el comportamiento flexural de diversos esquemas de diseño protésico para mejorar la distribución de la carga y de esta manera la predictibilidad en la longevidad del implante en hueso injertado en pacientes con hemimandibulectomía y con colgajo libre de peroné microvascularizado.

1. Objetivos

1.1 Objetivo General

Determinar el comportamiento flexural de mandíbulas hemimandibulectomizadas en el área de unión entre hueso nativo y los diferentes esquemas de reconstrucción y rehabilitación oral mediante un análisis de elementos finitos.

1.2 Objetivos Específicos

- Implementar modelos computacionales de hemimandíbulas con los diferentes métodos de reconstrucción y rehabilitación oral.
- Determinar el comportamiento flexural a una carga vertical de mandíbulas hemimandibulectomizadas en cada uno de los modelos de reconstrucción y rehabilitación oral estudiados.
- Comparar el comportamiento flexural a una carga vertical de mandíbulas hemimandibulectomizadas entre los diferentes modelos de reconstrucción y rehabilitación oral estudiados.

2. Marco Teórico

2.1 Tejido óseo

El tejido óseo posee gran cantidad de cavidades óseas las cuales se encuentran revestidas por endostio, que es una capa de tejido conjuntivo que posee células osteoprogenitoras que pueden diferenciarse en osteoblastos y células de revestimiento óseo. Dentro de estas cavidades se aloja la médula ósea, que se divide en dos tipos: la médula ósea roja conformada por células de progenies hematopoyéticas en diferentes etapas evolutivas más una red de fibras y células reticulares que sostiene los vasos y células en desarrollo. Con la edad el ritmo de producción de células sanguíneas disminuye y la cavidad medular pasa a ocuparse por tejido adiposo y entonces encontramos el segundo tipo, médula ósea amarilla. Esta funciona como una reserva ya que durante episodios hemorrágicos agudos, esta médula ósea amarilla puede transformarse en médula ósea roja (26).

El tejido óseo posee dos formas de organización estructural. Una capa densa y compacta que forma la superficie externa del hueso (tejido óseo compacto) y una malla de aspecto esponjoso con trabéculas, forman la parte interna del hueso (tejido óseo esponjoso). En esta última se encuentra la médula ósea y toda la vascularización (26).

Desde el punto de vista macroscópico, estructuralmente se definen los diferentes tipos de huesos:

- Huesos largos: De gran longitud, compuestos por una diáfisis y dos epífisis.
- Huesos cortos: Que tiene 3 dimensiones casi de la misma longitud.
- Huesos planos: Son delgados y anchos, formados por dos capas de tejido óseo compacto gruesas y una capa de tejido óseo esponjoso.

- Huesos irregulares: Que no pueden clasificarse en los grupos anteriores, debido a su forma compleja como las vértebras o a presencia de espacios aéreos o senos como el etmoides (26).

Los huesos largos están compuestos por un cuerpo largo llamado diáfisis y dos extremos dilatados llamados epífisis. La diáfisis está compuesta en su mayoría por tejido óseo compacto, excepto por la porción más interna conocida como la cavidad medular donde se aloja la médula ósea y esta revestida por tejido óseo esponjoso. Por el contrario la epífisis posee gran cantidad de hueso esponjoso rodeado por una capa externa de tejido óseo compacto. La epífisis además se encuentra cubierta de cartílago hialino en la superficie articular.

Los huesos cortos funcionan igual que la epífisis, una capa externa de tejido óseo compacto que recubre el interior de tejido óseo esponjoso y espacios medulares. Estos huesos forman articulaciones móviles con sus vecinos y también poseen cartílago hialino sobre la superficie articular. La superficie externa de todos los huesos está cubierta por una capa de tejido conjuntivo denso conocida como periostio (26).

Desde el punto de vista microscópico, el tejido óseo es un tipo especializado de tejido conjuntivo que se caracteriza por tener células y una matriz extracelular orgánica e inorgánica. La matriz extracelular inorgánica se encuentra conformada por sales minerales como los cristales de hidroxiapatita, calcio, magnesio y el mineral principal que es el fosfato de calcio, que produce un tejido muy duro capaz de proveer sostén y protección. Los componentes de la matriz extracelular ósea orgánica son principalmente el colágeno tipo I y tipo IV, además de proteínas no colágenas que forman la sustancia fundamental del tejido óseo. Los cuatro grupos principales de proteínas no colágenas que hay en la matriz ósea son: macromoléculas de proteoglicanos que contribuyen a que el tejido óseo tenga resistencia a la compresión y permiten la fijación de factores de crecimiento, glucoproteínas multiadhesivas que permiten la adhesión de células óseas y fibras colágenas a la sustancia fundamental mineralizada, las proteínas dependientes de la vitamina K osteoespecíficas que capturan el calcio desde la circulación y estimulan los osteoclastos durante el remodelado óseo y los factores de crecimiento y citoquinas que son proteínas reguladoras. Estos grupos de proteínas son indispensables para el crecimiento, desarrollo, remodelado y reparación del hueso (26).

El tejido óseo está conformado además de la matriz por múltiples células, entre ellas encontramos:

- Células osteoprogenitoras: aquellas derivadas de las células madre mesénquimales que dan origen a los osteoblastos, se encuentran ubicadas en la periferia y comprenden dos tipos celulares: células periósticas, que forman el periostio y células endósticas que tapizan los conductos medulares
- Osteoblastos: derivadas de las células osteoprogenitoras y las encargadas de secretar matriz extracelular que inicialmente es no mineralizada, conocida como osteoide. Esta matriz va rodeando la célula y cuando esta que incluida en la matriz, pasa a llamarse osteocito, que se encarga de mantener la matriz ósea. El osteoblasto secreta colágeno tipo I y proteínas de la matriz ósea. Entre ellas se incluyen proteínas fijadoras de calcio como la osteocalcina y la osteonectina, glucoproteínas multiadhesivas como las sialoproteínas óseas I y II, la osteopontina y la trombospondina, diversos proteoglicanos y la fosfatasa alcalina. El osteoblasto se encarga de la calcificación de la matriz. Este proceso inicia con la secreción del osteoblasto hacia la matriz de las vesículas matriciales, las cuales en su interior poseen gran cantidad de fosfatasa alcalina. Los osteoblastos son de forma cubica y se distribuyen de manera mono estratificada sobre la superficie donde se esté formando tejido óseo. En contraste con los osteoblastos secretores presentes donde hay deposito activo de matriz, los osteoblastos inactivos son aplanados y revisten la superficie ósea.
Los osteoblastos responden a estímulos mecánicos para permitir el crecimiento y el remodelado óseo.
- Células de revestimiento óseo: son las que permanecen en la superficie del hueso cuando no hay crecimiento activo. Derivan de los osteoblastos después del cese de depósito óseo.
- Osteoclastos: son células de resorción ósea que actúan realizando la función contraria a la aposición ósea.
- Osteocitos: son células nuevas que permanecen al interior de la matriz ósea y permiten la comunicación entre todas las células del tejido óseo (26).

2.2 Hueso mandibular

La mandíbula es un hueso impar, plano, que posee una forma de herradura que se ubica en la parte antero inferior de la cara y es el hueso más denso de todo el cuerpo humano. Posee 2 porciones principales que son: ramas y cuerpo (27).

Las ramas mandibulares son porciones óseas que ascienden en dirección antero posterior formando el ángulo mandibular o ángulo goniaco de aproximadamente 15°. En la parte superior están compuestas por 2 estructuras óseas: anteriormente por la apófisis coronoides donde se inserta el hueso temporal, y en la parte posterior el cóndilo, de forma ovalada que tienen como función principal permitir el movimiento de bisagra ya que hacen parte de la llamada articulación temporomandibular, al articular con la cavidad glenoidea del hueso temporal. Las ramas mandibulares brindan la inserción de músculos como el masetero y el pterigoideo interno, y albergan la entrada del conducto mandibular el cual lleva el paquete vasculonervioso dentario inferior (27).

El cuerpo de la mandíbula tiene forma de herradura y se une en su parte media en una porción ósea llamada sínfisis. Alberga la salida del paquete vasculonervioso por el agujero mentoniano, permite la inserción muscular que forma el piso de la boca y en su parte superior alberga los alveolos que a su vez contienen los dientes (27).

2.2.1 Biomecánica de la mandíbula

El hueso mandibular al ser uno de los más fuertes del cuerpo, maneja una biomecánica diferente a los huesos que forman las extremidades. En la mandíbula la fuerzas se transmiten de manera perpendicular al eje largo del hueso, y estas fuerzas actúan como una palanca de clase III, donde el fulcro es el cóndilo, la potencia son los músculos de la masticación y la resistencia son los dientes (28).

En todos los huesos del cuerpo se dan los procesos de reabsorción y aposición ósea, con el fin de mantener regulado el proceso de remodelado óseo. Para esto se propuso la teoría del mecanostato (29), la cual propone que la carga mecánica aplicada sobre el hueso pone en marcha el remodelado, donde el osteocito actúa como mecanosensor, transformando el estímulo mecánico (carga), en un estímulo químico y este a su vez produce la respuesta de

los osteoblastos u osteoclastos según corresponda. Esta teoría explica el mecanismo de regulación del crecimiento y pérdida de hueso en función de los estímulos mecánicos que modifican localmente el mismo, los cuales pueden ser por presión, tensión, flexión o cizalla (30).

Teniendo en cuenta esta teoría, al aumentar la fuerza de los músculos sobre el hueso, en respuesta al incremento de una carga, o a la disminución de la misma, por inactividad, inmovilización o desuso, afectan la masa, tamaño y resistencia del mismo de manera positiva o negativa respectivamente (30). Se distinguen 4 tipos de cargas mecánicas en el hueso:

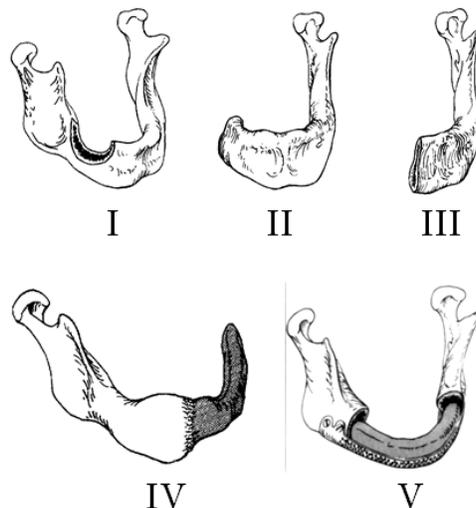
- El desuso (<50 μ tensiones), donde la carga es baja, generando un desequilibrio en el balance óseo y su remodelado, conduciendo a la pérdida o reabsorción de hueso.
- Fisiológicas (entre 200 a 1500 μ tensiones), donde el hueso se encuentra en un estado de equilibrio.
- El uso excesivo (entre 2500 a 4000 μ tensiones), el resultado es un hueso bastante cortical como resultado de un mayor remodelado.
- Sobrecarga patológica (>5000 μ tensiones), donde la carga excesiva resulta en la fractura del hueso (29).

Teniendo en cuenta el carácter anisotrópico del hueso, y las diferentes densidades (cortical y trabeculado) las propiedades mecánicas serán diferentes. Los valores obtenidos en el hueso cortical son más uniformes que los del hueso trabeculado esto debido a su naturaleza sólida y compacta, para este tipo de hueso el promedio de resistencia a la tensión se encuentra entre 80 y 150MPa, mientras que para el hueso trabeculado es de 16MPa (31).

2.3 Resección mandibular tipo hemimandibulectomía

La resección mandibular, reconstrucción y rehabilitación de las funciones asociadas se describió inicialmente hacia el año de 1810 (3). El término hemimandibulectomía se define como una técnica quirúrgica que consiste en la resección del hueso mandibular generalmente causado por diversas patologías de comportamiento maligno, la cual implica pérdidas extensas de tejidos y de sus funciones asociadas (4) (32). Se pueden distinguir 5 clases según las secuelas quirúrgicas (Figura 2-1) (4).

Figura 2-1: Clasificación de hemimandibulectomías según las secuelas quirúrgicas. Cantor y Curtis. (4)



- Clase I: en la cual la resección mandibular incluye una porción del hueso alveolar y del cuerpo de la mandíbula, además incluye el periostio, la mucosa bucal y lingual asociadas, una porción de la base de la lengua y del músculo milohioideo, parte del nervio dentario inferior y las glándulas sublingual y submaxilar.
- Clase II: en la cual la resección mandibular incluye el cóndilo, la rama y el cuerpo mandibular distal al canino de un lado solo lado. Además incluye los músculos milohioideo, hipogloso, vientre anterior del digástrico, pterigoideo interno y externo, masetero y los músculos intrínsecos de la lengua. El nervio alveolar inferior y las

glándulas sublingual y submaxilar también se encuentran comprometidas. Asociada a múltiples discapacidades funcionales.

- Clase III: la resección incluye las mismas estructuras que la clase II, pero involucra la porción anterior de la mandíbula, además incluye el musculo geniogloso y geniohioideo y la punta de la lengua limitando drásticamente su movimiento. Está asociada a múltiples discapacidades funcionales.
- Clase IV: se caracteriza por alveolectomías radicales con resecciones mandibulares de la línea media, con o sin desarticulación. Además de las estructuras de la clase III. Pacientes que han sido sometidos previamente a injertos de hueso y piel.
- Clase V: resecciones anteriores de la mandíbula, por lo general entre segundos premolares, dejando dos fragmentos independientes o con una fijación intra-arco temporal. Incluye todas las estructuras antes mencionadas pero con mayor afectación de la lengua y del labio inferior (4).

Esta clasificación es una de las más completas ya que además de estructuras óseas también describe la pérdida de los tejidos adyacentes tipo mucosa, piso de boca, lengua, músculos, entre otros; pero cabe resaltar que existen otra serie de clasificaciones entre ellas la propuesta por Iizuka y col en 2004 y Tarsitano y col en 2015.

Iizuka lo clasifica según el tipo de reconstrucción y el número de osteotomías del peroné (Figura 2-2) (33):

- Clase I: sin osteotomías
- Clase II: 1 osteotomía
- Clase III: 2 osteotomías
- Clase IV: múltiples osteotomías

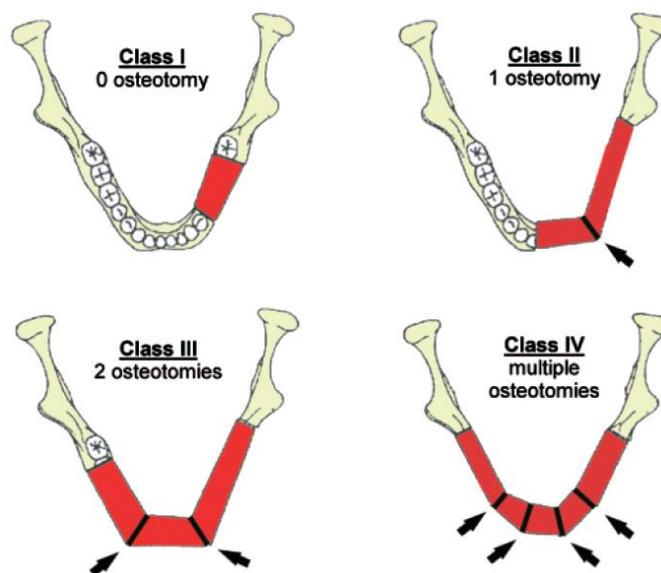
Esta clasificación estaba acompañada de la propuesta hecha por Shpitzer y col en 1997, la cual incluía defectos del tejido blando de acuerdo con los bordes quirúrgicos en la recesión: A: encía mandibular lateral y piso de boca, B: encía mandibular lateral, piso de boca y parte de la lengua, C: encía mandibular anterior y piso de boca y D: tejido blando orofaríngeo

incluyendo parte de la amígdala y parte de la base de la lengua. Con opción de combinaciones tipo: AC, BC y BD.

La propuesta por Tarsitano y col, en 2015, se basó en el compromiso de la rama, el cuerpo y la sínfisis mandibular. Estos autores distinguen 4 tipos de defectos (34):

- Clase I: rama y cuerpo unilateral
- Clase Ic: cóndilo, rama y cuerpo unilateral
- Clase II: cuerpo bilateral y sínfisis
- Clase III: rama, cuerpo unilateral y sínfisis

Figura 2-2: Clasificación del defecto mandibular acorde al número de osteotomías del peroné (33).



Los pacientes sometidos a este tipo de procedimientos quirúrgicos presentan alteraciones a nivel de la deglución, habla o fonación, movimientos mandibulares, masticación, control de saliva y respiración.

- Deglución: al ser una función primaria, esta puede restablecerse y el paciente puede volver a deglutir de manera normal con el tiempo después de realizada la rehabilitación. La deglución puede realizarse con un mínimo de tejido muscular y aun con pérdida de estructuras óseas como la mandíbula y el hueso hioides. Tras una cirugía de resección

mandibular se puede generar disfunción por que puede haber inmovilidad de la lengua, afectación de los nervios glossofaríngeo, vago y nervios laríngeos superiores, presencia de fibrosis durante la cicatrización evitando que el paciente ejerza la suficiente presión sobre los músculos cricofaríngeos para abrir el esófago.

- Fonación: la distribución de la voz en pacientes con mandibulectomía se da por el deterioro del mecanismo de articulación de las palabras y/o por la alteración de las cajas de resonancia. La cirugía de resección puede disminuir el tamaño y la morfología de la lengua y puede generar una movilidad limitada de la misma, afectando gran variedad de sonidos durante la fonación.
- Movimientos mandibulares y masticación: los movimientos mandibulares están controlados por la acción bilateral de la articulación temporomandibular por lo tanto la desarticulación de un lado causara distorsiones unilaterales. Los músculos de la masticación son capaces de mantenerse en un estado de equilibrio mientras que los dientes del lado opuesto estén contactando ligeramente.

La relación cóndilo-fosa de un paciente con mandibulectomía se desplaza medialmente y con una correspondiente perdida de la dimensión vertical, disminuyendo la fuerza masticatoria. Además hay disminución en la manipulación de los alimentos y compromiso de la capacidad de detectar cambios sensoriales y perceptivos (5).

El proceso de masticación en una dentición natural es un proceso selectivo, donde las partículas más gruesas se muelen más rápidamente que las partículas más finas, versus en pacientes portadores de prótesis dentales, este proceso no diferencia el tamaño de las partículas, por lo tanto todas las partículas se pulverizan al azar. Cabe destacar que durante la masticación, la lengua y los carrillos aportan cerca del 57% de la eficacia masticatoria, gracias a la sensibilidad propioceptiva, su ausencia aumentara el déficit en la masticación (5).

Los valores medios de la fuerza de mordida en un paciente adulto sano dentado están en el rango entre 244 y 1243N, con un promedio de 720N. Este valor disminuye en un 76% después de la recesión mandibular en la región molar y un 59% en la región incisiva, alcanzando valores entre 28 a 190N (28) (35).

El rendimiento masticatorio medio, definido como la medida de trituración de alimentos (16), de un paciente completamente dentado con ausencia de los terceros molares corresponde al 78%, con prótesis total es de 35% y con ausencia de primero o segundos molares es de 5%. Los pacientes con reconstrucción y rehabilitación oral implanto soportada alcanzan valores del 34,5% de rendimiento masticatorio en el lado del defecto y de 41,6% en el lado del no defecto (5).

- Control de saliva: los movimientos restringidos de la lengua, las dificultades para deglutir, la posible ausencia de labios, fondos de vestibulo, la cicatrización del musculo orbicular de los labios y la pérdida de la sensibilidad, perjudica la capacidad del paciente para controlar sus secreciones salivares, traduciéndose en un exceso en la producción de la misma.

Por otro lado este tipo de pacientes pueden presentar xerostomía e hipo salivación como consecuencia de la resección de glándulas salivales y también por las radioterapias a las que son sometidos. Esta condición afecta negativamente la retención de la prótesis, la tolerancia de los tejidos y el sentido del gusto.

- Respiración: los pacientes que han recibido radioterapia y mandibulectomía, se ven parcialmente afectados por la desecación de los tejidos orales dificultando la respiración oral (4).

El procedimiento de hemimandibulectomía genera pérdida de la continuidad mandibular lo que hace que el segmento de mandíbula restante se desvíe hacia el lado del defecto y hacia el frente. Esta desviación termina en la pérdida de los contactos oclusales en ambos lados del paciente lo cual afecta todas las funciones antes mencionadas. La desviación de la porción restante de la mandíbula va a depender de la cantidad de tejido resecaado, de los tiempos de reconstrucción y rehabilitación del sitio quirúrgico, del método de cierre del mismo, del grado de deterioro en la función de la lengua, de la pérdida del sentido propioceptivo dado por la oclusión, de la condición muscular propia del paciente y de la cantidad de dientes remanentes (7) (10). Cuanto más pronto se inicie con la terapia de guía mandibular durante el tratamiento reconstructivo y rehabilitador, más éxito se obtendrá en la relación oclusal del paciente, esta terapia de guía consiste en la colocación de aparatología removible provisional que con la ayuda de planos guías y placas de mordida que se apoyan

en los dientes remanentes, las cuales ayudan a guiar a posición ideal de la mandíbula con una oclusión funcional, acompañado de fisioterapia (7).

Posterior a la reconstrucción y rehabilitación de estos pacientes, la actividad muscular puede ser igual e incluso mayor que en pacientes sanos en el lado del no defecto, ya que los músculos buscan compensar el déficit del lado afectado, esto se conoce como coordinación neuromuscular afectada (12).

2.4 Reconstrucción mandibular con colgajo libre de peroné microvascularizado

El colgajo libre de peroné fue descrito inicialmente por Taylor y Gilbert en 1975 y 1979 respectivamente. En 1989 Hidalgo refiere el uso de este colgajo para la reconstrucción mandibular y a partir de ese momento el colgajo libre de peroné se considera como una de las principales técnicas en reconstrucción mandibular siendo funcional y estéticamente adecuada y duradera (3) (6). Este colgajo ha ganado una muy buena popularidad gracias a su fiabilidad, facilidad de cosecha u obtención y capacidad para la rehabilitación dental definitiva con implantes (36).

Se describieron 4 principios básicos para una reconstrucción mandibular exitosa con este tipo de injertos (19):

1. Establecer una relación ortognática ideal
2. Nivelación del hueso nativo hasta lograr contacto con el injerto/colgajo
3. Fijación ósea estable
4. Cobertura de tejido blando adecuado y correctamente vascularizada

La técnica describe 4 pasos principales:

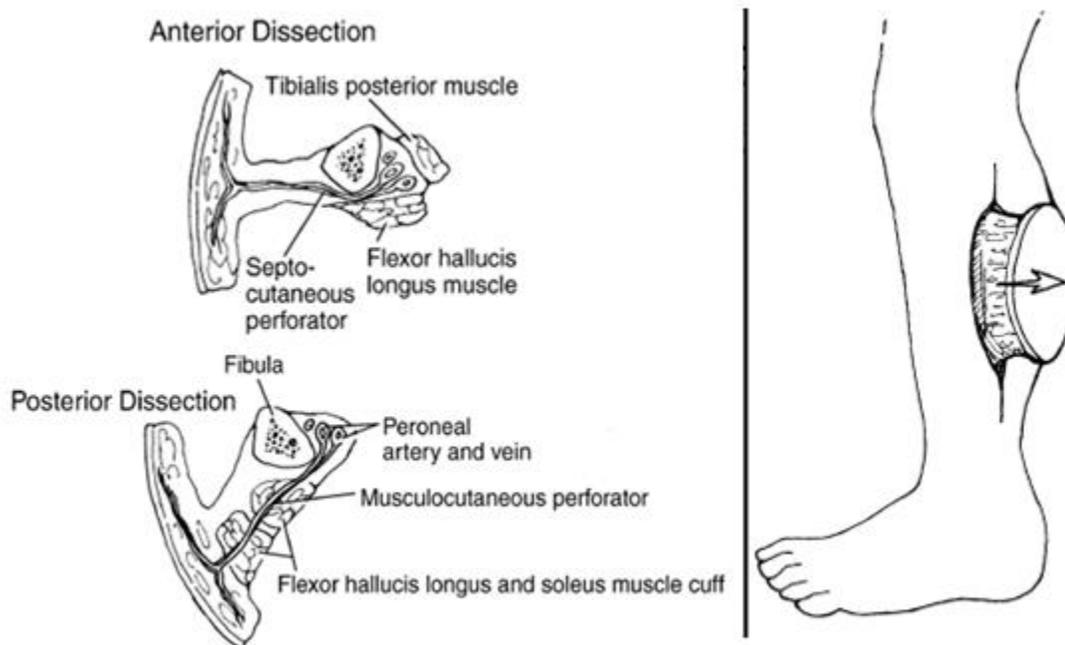
1. Planificación: a partir de una tomografía computarizada del esqueleto cráneo facial donde se encuentra el defecto y otra de los posibles sitios donantes, como las extremidades inferiores, se realiza una reconstrucción en 3D, con el fin de predecir el número de osteotomías que requiere el peroné que será injertado, al igual que el tipo de placa que será usada.

2. Modelado: en este paso se fabrican los modelos estereolitográficos de la mandíbula y del peroné, con el fin de modelar la placa de reconstrucción y medir la longitud, alto y ancho del defecto para dar paso a los fragmentos de peroné.
3. Cirugía: en este punto se realiza la cosecha del colgajo, las osteotomías, la fijación de los segmentos óseos de peroné y de la placa de reconstrucción al hueso mandibular nativo y la posterior reconstrucción del tejido blando.
4. Evaluación: con una tomografía computarizada se realiza el control de la cirugía reconstructiva (24).

El peroné es un hueso recto que se osteotomiza en varias partes dependiendo de la extensión y localización del defecto. Los fragmentos de hueso se fijan con una placa de reconstrucción teniendo en cuenta lograr una relación funcional con el maxilar (33). El peroné está vascularizado por ramas septocutáneas y musculocutáneas de la arteria y vena peronea (Figura 2-3) (36), estos vasos poseen un buen diámetro por lo que la perfusión de la sangre es de muy buena calidad. Está indicado realizar una evaluación preoperatoria de la perfusión de la extremidad inferior, y así evitar morbilidad durante la cosecha. El examen incluye la valoración del color y aspecto de la piel, la distribución del pelo, la temperatura, el grosor de las uñas y la calidad del pulso en el pie, si se encuentra alguna anomalía, entonces se debe realizar un estudio de imágenes vasculares como una angiografía por resonancia magnética (36). Se reporta que entre el 10% y el 20% de las extremidades inferiores presentan algún tipo de característica anormal, que al tomar una parte de la arteria peronea en el colgajo se ponga en riesgo la vascularización del pie (36).

Es indicado para la reconstrucción de defectos óseos extensos gracias a sus múltiples ventajas como procedimiento en una sola etapa, el buen suministro de sangre, baja morbilidad del sitio donante, longitud adecuada aportando un mínimo de 4cm y un máximo de 25cm el cual se posiciona por segmentos, forma fiable que se contornea gracias a su flexibilidad para parecerse a una neomandíbula, admite incorporar una isla de piel para así reconstruir defectos en los tejidos blandos de la cavidad oral y permite la colocación de implantes dentales (13) (21) (34) (36) (37) (38) (39). Este colgajo permite la re-inervación de tipo sensitivo de la porción cutánea mediante una anastomosis del nervio cutáneo sural lateral con un nervio receptor apropiado (36).

Figura 2-3: Esquema del colgajo libre de peroné microvascularizado (36).

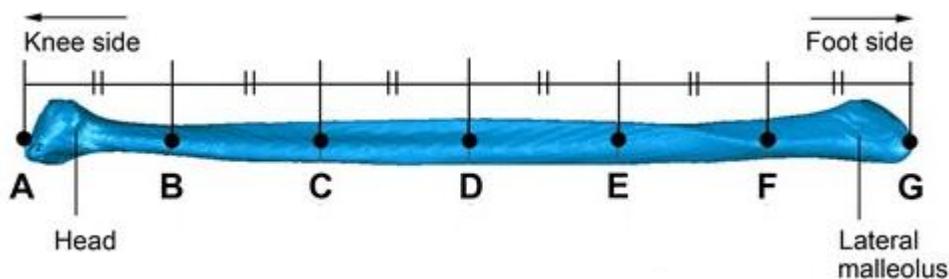


En 2015, Ide y colaboradores, realizaron un estudio de la anatomía del peroné y encontraron que la longitud media de este hueso esta en $38,7 \pm 2,3\text{cm}$ en hombres y $36.1 \pm 1,2\text{cm}$ en mujeres y que la longitud efectiva para ser cosechada e injertada para la reconstrucción mandibular y la posterior rehabilitación con implantes dentales esta entre el punto C y E que mide aproximadamente 23cm, iniciando a 9cm de la articulación en la rodilla (Figura 2-4) (40). En cuanto a la longitud del volumen óseo disponible para la colocación de implantes, estos autores refieren que es necesario eliminar la porción más superior hasta conseguir un espesor de 7mm con el fin de colocar implantes de 3,5 o 4,3mm conservando un margen óseo de 1mm a cada lado del implante y logrando una altura de 13 a 15mm (Figura 2-5) (40).

Por otro lado, como desventajas se puede señalar que el colgajo libre de peroné carece de la altura ósea necesaria en aproximadamente un 15% de la población, esta está entre 13 y 15mm lo que corresponde a la altura de una mandíbula edéntula atrófica (6) (36) (37), lo que puede llegar a causar una relación corona-implante desfavorable o el uso de pilares largos y la fabricación de supra estructuras con el fin de alcanzar el plano oclusal; además se requiere de varias osteotomías para la adaptación mandibular y en algunos casos de material de osteosíntesis en su reconstrucción y unión inicial con la porción mandibular remanente (17). Se han propuesto varias técnicas para aumentar la altura del peroné, entre ellas la distracción osteogénica o colocar el segmento de peroné ligeramente superior al

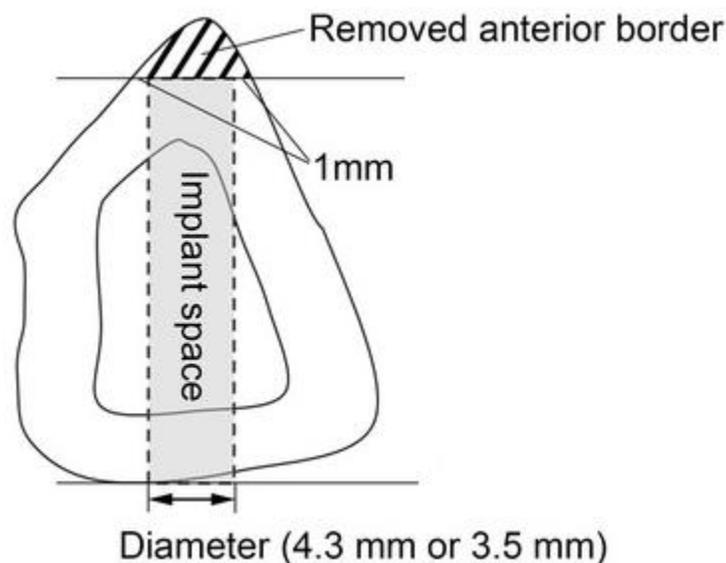
borde inferior de la mandíbula nativa, aunque esta última técnica puede llegar a generar algunas deformidades estéticas (6) (37). Además ya se conoce que para lograr éxito a largo plazo en el tratamiento con implantes, es una necesidad la presencia de una banda de encía queratinizada de no más de 3mm de profundidad (37), con el fin de actuar como barrera entre el implante y la cavidad oral, pero en estos casos el tejido blando que acompaña el injerto puede sufrir de xerostomía, hiperplasias, acumulación de placa, sangrado al sondaje, mayor profundidad de bolsas periodontales y ser intolerante para la fijación de las prótesis debido a que su naturaleza es diferente y no está diseñado para este fin (3) (8) (25) (41). Este tejido es de naturaleza cutánea, grueso y móvil, con gran dificultad para generar el selle necesario para impedir el desarrollo de infecciones (37).

Figura 2-4: Longitud efectiva del peroné para ser cosechada e injertada esta entre el punto C y D que corresponde a 23cm (40).



Las complicaciones para este tipo de reconstrucciones no suelen ser frecuentes pero pueden presentarse algunas como: necrosis del colgajo, hiperplasia del tejido blando periimplantar, dehiscencias del material injertado, resorción ósea, falta de volumen óseo para la colocación de los implantes, fractura o exposición de la placa de reconstrucción y/o los tornillos, abscesos y desarrollo de fistulas, trombosis venosa, hemorragias, dehiscencias, y complicaciones sistémicas como la neumonía, crisis hipertensiva y edema (8) (28) (35). Existen algunos factores que pueden favorecer estas complicaciones como la edad del paciente (mayores de 70 años), enfermedades de base como la diabetes, la radioterapia preoperatoria y el consumo de alcohol y tabaco (39).

Figura 2-5: Volumen óseo disponible para la colocación de implantes en peroné (40).



Diversos estudios han analizado la resistencia de este tipo de injertos en relación a cargas verticales simulando el proceso de masticación. Se ha encontrado que posterior a la maduración del injerto este será capaz de soportar diversas cargas así: a las 4 semanas, una carga de 100N, a las 12 semanas una carga de 400N y a las 24 semanas 1400N, el mismo tiempo que se ha recomendado para realizar una segunda cirugía para la colocación de implantes (6 meses). Hay que recordar que el hueso mandibular nativo soporta cargas de hasta 2000N (42).

La reconstrucción con este tipo de colgajos de peroné normalmente se fija y adapta al hueso mandibular nativo mediante el uso de una placa de reconstrucción. Estas placas son hechas de titanio rígidas y pueden ser prefabricadas con una forma de fábrica, las cuales se pueden recortar y contornear según la forma que se necesite y también existen las diseñadas mediante el sistema CAD/CAM las cuales se hacen a la medida y forma del paciente (30).

El uso de estas placas rígidas de titanio es ampliamente reconocido en el tratamiento de reconstrucción mandibular hoy en día, pero existe una controversia en cuanto a si esta es favorable o no en el proceso de remodelado óseo del injerto. Una placa de reconstrucción rígida hace una especie de blindaje del injerto, impidiendo la transmisión de esfuerzos y tensiones generando ausencia de carga lo que se nombró anteriormente como el desuso ocasionando por lo tanto una reabsorción en la porción central del injerto. Zhou y col en

2011 desarrollaron una placa de titanio flexible mediante el sistema CAD/CAM y encontraron que esta placa transmite los esfuerzos y tensiones hacia el injerto, permitiendo un remodelado de ese hueso. A las 12 semanas con esta placa, el injerto óseo se había remodelado hacia hueso cortical principalmente y se había desarrollado hueso nuevo fuera de la placa. A las 24 semanas no se encontraron cambios significativos, concluyendo que el injerto mantiene un equilibrio en el proceso de remodelado. Cabe resaltar que la placa flexible no es tan resistente como la rígida convencional, pero se encuentra dentro de los rangos seguros aceptables según un análisis de elementos finitos (30). Con los sistemas de placas de reconstrucción pueden presentarse complicaciones como: aflojamiento de los tornillos o exposición y fractura de la placa, las cuales pueden presentarse según el tamaño y localización del defecto. Las cargas masticatorias contribuyen a discrepancias verticales que generan reabsorción ósea alrededor del tornillo y aflojamiento del mismo (43).

Además del peroné, existen otros sitios donantes que pueden ofrecer algunas ventajas para la reconstrucción mandibular. Entre ellos se encuentra la cresta iliaca, la cual se destaca principalmente por ofrecer suficiente altura vertical, como para nivelarse con el hueso nativo y ofrecer un excelente lecho para la colocación de implantes, cosa que en el peroné no se logra. Pero este tipo de injerto también posee algunas desventajas que se asocian principalmente al sitio donante, ya que su cosecha puede generar alteraciones en la marcha, parestesia del musculo lateral, hernias y tiempos de cicatrización prolongados (21).

2.5 Rehabilitación oral con implantes dentales después de una reconstrucción mandibular

En 1952, en un laboratorio en la ciudad de Lund, Suecia, el profesor Brannemark tuvo un accidente científico muy afortunado, donde observó que era improbable la posibilidad de recuperar los instrumentos de titanio con anclaje óseo que usaba en su investigación de ortopedia. El titanio aparentemente se había unido de forma irreversible al tejido óseo vivo, lo cual contradecía la teoría de la época que refería que los implantes metálicos debían introducirse en tejido blando con el fin de obtener una fibrointegración, la cual no era capaz de lograr un buen anclaje (44). El Dr. Brannemark nombro este descubrimiento como

oseointegración que lo describió como una “unión estructural y funcional directa entre el hueso vivo y la superficie de un implante” (44).

En los últimos 20 años, la colocación de implantes dentales ha aumentado de forma considerable en todo el mundo, alcanzando aproximadamente un millón de implantes dentales por año convirtiéndose así cada vez más comunes para el reemplazo de dientes perdidos. Alrededor de 80 fabricantes distintos producen 220 marcas de implantes diferentes (44).

Los implantes dentales son materiales inertes aloplásticos, que se componen, de un tornillo o de un cilindro colocado dentro de un espacio perforado en el hueso alveolar. Los implantes dentales generalmente están hechos de Titanio comercialmente puro (TiCP) o aleación de Titanio como Ti-6Al-4V y Ti-6Al-7NB las cuales tienen propiedades mecánicas superiores y se utilizan en diversos sistemas ortopédicos y osteosíntesis. Sin embargo, hay otro tipo de materiales alternativos que contienen cerámicas tales como óxido de aluminio y otras aleaciones: oro y níquel-cromo-vanadio (44).

Los implantes dentales fabricados de TiCP tiene varios grados de pureza cuya puntuación va de 1 a 5. Esta pureza se caracteriza por el contenido de oxígeno, carbono y hierro. La mayoría de los implantes dentales están hechos de TiCP grado 5 que posee mayor dureza que los demás (44).

Las alteraciones de los huesos de la cara después de la recesión de tumores y una anatomía perjudicial de los tejidos blandos suelen generar problemas insuperables para el funcionamiento de prótesis dentales convencionales. La formación de bridas cicatrízales, las múltiples operaciones y la radioterapia resultan en una alta rigidez y sequedad de la mucosa oral que hace que las opciones de rehabilitación oral convencionales tipo removibles no sean satisfactorias ni predecibles en el tiempo. Es por esto que los implantes dentales se han convertido en un pilar para el funcionamiento de los mecanismos protésicos en pacientes resecaos (45).

El uso de implantes oseointegrados en la rehabilitación de pacientes hemimandibuletomizados es hoy en día una de las opciones que más se acomoda a cumplir con las expectativas tanto del rehabilitador como del paciente. Estos se utilizan con el fin de

umentar el apoyo, estabilidad y retención de las prótesis (11). La mayoría de estudios reportan alta satisfacción del paciente con una percepción de excelente a buena en el proceso de masticación con prótesis retenidas sobre implantes, el habla es percibida como inteligible y la calidad de vida mejora en el aspecto social (8). Para lograr éxito en la oseointegración de los implantes en estos pacientes, es necesario que el injerto tenga al menos 10mm de altura por un rango de 5.7 a 8mm de espesor, además que la calidad de dicho hueso sea adecuada para garantizar la salud de los tejidos periimplantares (9) (37), evitando su colocación en los sitios de osteotomía del peroné ya que la oseointegración y cicatrización puede estar comprometida (6) y no lograr la obtención de resultados funcionales prósperos. Holmes y Aponte en 2010 reportaron una tasa de supervivencia de implantes colocados en injerto de peroné de 97% a 5 años y 79.9% a 10 años (37).

Watzinger en 1996 describió 3 técnicas para la colocación de implantes sobre colgajos libres: 1. Injerto de hueso microvascularizado con colocación de implantes en una segunda etapa, 2. Injerto de hueso avascular con colocación inmediata de implantes y 3. Injerto de hueso avascular con colocación de implantes en una segunda etapa; concluyo que la técnica más efectiva con menos pérdida de implantes es la técnica número 1, donde no se colocan implantes simultáneos a la colocación del injerto, seguida de la número 3 (46). Igualmente Schliephalce en 1999 reportó que los implantes colocados simultáneamente con el injerto tienen una tasa de supervivencia del 36,2%, versus los implantes colocados en una segunda cirugía después de 5 a 7 meses, 67,1% (45). Si en algún momento se requiere la colocación inmediata de los implantes, entonces debe asegurarse el uso de injertos microvascularizados (46).

Basados en dicho estudio Cheung y Leung en 2003 describen que la técnica adecuada en la colocación de implantes sobre injertos microvascularizados debe hacerse 6 meses después de la cirugía de reconstrucción y la carga de dichos implantes sea provisional o definitiva ha mostrado mejores resultados después de 6 meses más, obteniendo tasas de supervivencia de los implantes a 5 años del 86.9%. La oseointegración de los implantes va a depender en gran medida del proceso de la reconstrucción, donde este implique una adecuada forma, volumen y calidad del hueso en la zona reconstruida, y su éxito a largo plazo dependerá del mantenimiento de los tejidos periimplantares (25) (37) (45) (46).

A pesar de que la rehabilitación oral con implantes dentales sobre colgajos libres de peroné microvascularizados usados en la reconstrucción de la mandíbula ha sido una técnica muy predecible y de buenos resultados, hay que tener en cuenta que no todos estos pacientes son aptos para la colocación de implantes. Es necesario que se cumplan algunos requisitos como: que exista un buen pronóstico después de la resección del tumor, que exista una relación maxilo-mandibular favorable, que el paciente sea consiente de mantener una muy buena higiene oral para evitar tejido inflamatorio alrededor de los implantes, lo cual puede resultar un poco difícil debido a que el tejido injertado no tiene la misma capacidad de autoclisis que los tejidos presentes en boca, por lo tanto se recomienda realizar injertos de piel que puedan inhibir el crecimiento excesivo de tejido granulomatoso y usar pilares provisionales y definitivos metálicos en vez de acrílicos o plásticos ya que estos pueden favorecer dicha inflamación (41). Igualmente este no debe fumar, ni consumir alcohol, aunque esto no siempre es del todo estricto ya que hay reportes que indican éxito en los implantes en pacientes fumadores y consumidores de alcohol, por lo tanto será decisión del cirujano la colocación o no de los implantes y por último tampoco puede presentar enfermedad periodontal en los dientes remanentes (3).

2.6 Rehabilitación con implantes dentales en hueso injertado y radioterapia

La radioterapia es una parte esencial en el tratamiento de cáncer en la cavidad oral, por lo tanto hace parte de la anamnesis de los pacientes que van a recibir reconstrucción mandibular. La irradiación deja una serie de secuelas en los tejidos blandos y duros de la boca que pueden dificultar la rehabilitación con implantes dentales. Entre estas secuelas se encuentran: xerostomía e hiposalivación comprometiendo la retención e higiene de las prótesis, compromiso de la capacidad de carga del hueso nativo e injertado, osteoradionecrosis, fracturas óseas, desarrollo o recurrencia de tumores y falla en la oseointegración de los implantes (3) (46).

Muchos estudios se han realizado con el fin de encontrar un protocolo en la colocación de implantes junto con tratamientos de radioterapia; en 2003, al evaluar la tasa de éxito de implantes en hueso irradiado se encontró que la tasa de éxito de implantes en hueso

injertado de peroné no irradiado a 5 años fue del 83%, versus en hueso injertado de peroné irradiado durante el mismo tiempo fue de 38%, concluyendo que la colocación de implantes en hueso injertado e irradiado ha mostrado ser un procedimiento de alto riesgo, pero esto no determina que la radioterapia, en pacientes con colgajos libres de peroné microvascularizados sea una contraindicación para la colocación de implantes dentales; por lo tanto los implantes deben ponerse al menos un año después de la radioterapia y la segunda fase debe hacerse después de 6 meses posterior a la colocación, garantizando una mejor oseointegración en el hueso irradiado (3) (46).

La falla de los implantes en hueso injertado e irradiado se da principalmente por ruptura del tejido blando que acompaña el injerto de hueso y por dehiscencias de la herida post – operatoria exponiendo el injerto y la subsiguiente pérdida de los implantes (46).

2.7 Análisis de elementos finitos

Consiste en un modelado numérico de estructuras y contornos anatómicos y geométricos aproximándose a la realidad mediado por un computador a través de un software especializado. Es una técnica para la obtención de una solución a un problema complejo de la mecánica dividiendo el dominio del problema en una colección de dominios mucho más pequeños y más simples denominados elementos finitos (44). Sirve para dar una indicación de las áreas de concentración de esfuerzos y distribución de cargas y así predecir las áreas posibles de falla.

El proceso de creación de la malla de los elementos finitos los cuales se interconectan por sus respectivos nodos, y la definición de las condiciones de contorno se denomina "discretización" del dominio del problema, el modelo obtenido requiere de 3 fases (44) (35):

- Pre-procesamiento: donde se define el modelo y las características mecánicas de cada uno de los componentes, en este caso cada uno de los tejidos que conforman la mandíbula y el arco dental.
- Procesamiento y diseño del modelo: donde se realiza la configuración del modelo representando la geometría de la zona de interés en el software asistido por computador. Se deben incluir las propiedades de cada uno de los materiales con el fin de obtener modelos más fieles al material original.

- Post-procesamiento: donde se realiza el análisis usando diversos métodos de visualización.

Para obtener los modelos para realizar un análisis de elementos finitos es necesario conocer las propiedades del material. Con esto se pueden generar modelados isotrópicos, ortotrópicos o anisotrópicos (44):

- Isotrópico: las propiedades mecánicas del material son las mismas en todas las direcciones.
- Anisotrópico: las propiedades mecánicas del material son diferentes dependiendo de su orientación espacial.
- Ortotrópico: el material tiene 3 ejes ortogonales, de forma que sus propiedades mecánicas son diferentes en las direcciones de cada uno de esos ejes.

Es una herramienta adecuada, utilizada para investigar y hacer comparaciones de esfuerzo. Es un método útil para evaluar los efectos de las fuerzas aplicadas sobre la mandíbula cuando las mediciones directas se consideran invasivas o imposibles (35).

En las últimas 3 décadas el análisis por elementos finitos ha sido un instrumento útil para predecir los efectos de los esfuerzos producidos sobre los implantes dentales y el hueso circundante, los cuales se traducen a cargas de tipo vertical y horizontal dadas por el movimiento de masticación que inducen fuerzas que generan flexión y tensión sobre el implante y el hueso (44).

En la mayoría de los estudios con elementos finitos con implantes dentales, se ha encontrado que la concentración de esfuerzos se da principalmente en el cuello del implante, donde las cargas oblicuas sobre el hueso cortical sobrepasan el límite elástico y pueden generar micro fracturas. En este punto, el rango máximo de tensión esta entre 9 y 18Mp según informe Clift y col, los cuales concluyeron que de no lograr un hueso lo suficientemente denso al momento de la implantación, se producirá una falla local por fatiga, que se traduce en reabsorción ósea de la cresta al reanudar las cargas fisiológicas (44). Holmes y Loftus en 1997, tras un análisis de elementos finitos predijeron que la colocación de implantes en un hueso con mayor espesor de la capa cortical y mayor densidad del zona trabeculada, permitirá un implante con menos micro movimientos, menor concentración de esfuerzos, por lo tanto aumentara a fijación e integración del dispositivo implantado (47).

En los análisis de elementos finitos que estudian la transmisión de la carga y la distribución de esfuerzos entre la interfaz hueso-implante, existen múltiples factores que condicionan los resultados tales como: tipo y dirección de la carga, tipo, forma y superficie del implante, material y propiedades de la prótesis, cantidad y calidad del hueso circundante y factores biomecánicos del implante como longitud y diámetro (44).

3. Materiales y Métodos

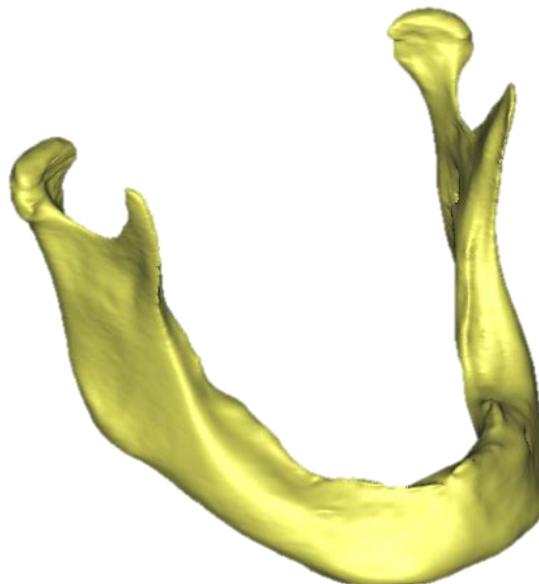
3.1 Construcción del modelo tridimensional

Un modelo de mandíbula digital con un defecto segmentario localizado entre canino y el ángulo mandibular unilateral, se construyó a partir de datos de escaneo de una tomografía computarizada de un adulto masculino normal. Inicialmente se realizó la selección de contornos del modelo de una mandíbula completa edéntula en el software Invesalius. Todos los datos obtenidos de las imágenes de corte transversal de formato DICOM se procesaron para obtener los diferentes contornos de los tejidos duros (hueso cortical y trabeculado) los cuales se extrajeron para la reconstrucción de un modelo sólido 3D (modelo CAD) del hueso de la mandíbula, el cual se limpió y se pulió para realizar el defecto segmentario (Figura 3-1). Las propiedades usadas para cada material se observan en la Tabla 3-1.

Tabla 3-1: Parámetros de los materiales usados en el análisis de elementos finitos.

Materiales	Módulo de Young (MPa)	Razón de Poisson
Hueso cortical	14900 (32)	0.3
Hueso trabeculado	1850 (32)	0.3
Peroné cortical	14000 (48)	0.4
Peroné trabeculado	700 (48)	0.2
Placa de reconstrucción y tornillos (Ti6Al4Va)	111.000 (49)	0.31
Implantes (Ti6Al4Va)	111.000 (49)	0.31
Barra fresada (Ti6Al4Va)	111.000 (49)	0.31

Figura 3-1: Modelo CAD de mandíbula completa edéntula.



3.2 Construcción de modelos con esquemas de reconstrucción mandibular y rehabilitación oral

Posterior a la obtención del modelo CAD de la mandíbula completa, usando la técnica de submodelo, (separación y discretización refinada de un segmento de interés de la estructura general) (50), se generó un submodelo de una hemimandíbula para realizar el montaje de 4 diferentes esquemas de reconstrucción mandibular y rehabilitación oral y simular el comportamiento biomecánico de estas opciones de tratamiento.

Inicialmente se diseñó el defecto mediante un corte de la hemimandíbula a nivel del canino y del ángulo mandibular, con 64,79mm de longitud en el borde inferior, 54,77mm en la zona media y 45,96mm en la porción superior, clasificado por Iizuka como una clase II con 2 osteotomías del peroné (33). El peroné se modeló como un cilindro ovoide de 12mm de alto por 9mm de ancho, esto teniendo en cuenta las medidas promedio reportadas en la literatura (6) (36) (37) (40). La placa de reconstrucción mandibular y los tornillos de la misma se generaron a partir de un modelo físico y de las características de la geometría proporcionadas en el catálogo de MatrixMandible Placa Preformada de Reconstrucción (Synthes, Paoli, PA, USA). Para los implantes se crearon unos cilindros de diámetro 3,7mm

en la plataforma con 11mm de longitud para la porción de hueso nativo y 8mm en el injerto. La barra fresada para ferulizar los implantes se hizo de forma rectangular con 7mm de alto por 4mm de ancho. Al corte que corresponde al defecto, se le realizó la adaptación de los segmentos de peroné, placa de reconstrucción e implantes según el diseño de cada uno de los 4 modelos.

Modelos (Figura 3-2 a 3-5):

1. Hemimandíbula con colgajo libre de peroné
2. Hemimandíbula con colgajo libre de peroné y placa de reconstrucción
3. Hemimandíbula con colgajo libre de peroné, placa de reconstrucción e implantes
4. Hemimandíbula con colgajo libre de peroné, placa de reconstrucción e implantes ferulizados con barra fresada

Figura 3-2: Modelo 1: Hemimandíbula con colgajo libre de peroné. **A:** vista lateral, **B:** interface hueso nativo-peroné porción posterior, **C:** vista frontal superior, **D:** interface hueso nativo-peroné porción anterior.

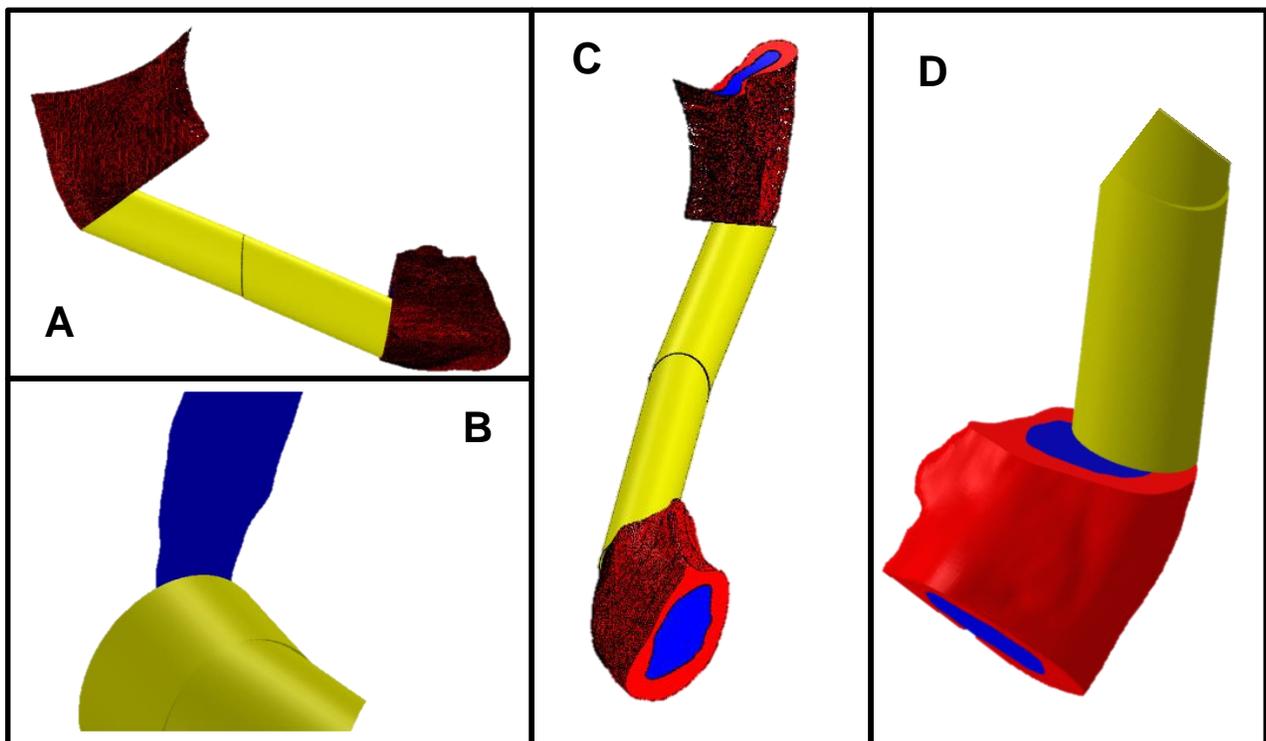


Figura 3-3: Modelo 2: Hemimandíbula con colgajo libre de peroné y placa de reconstrucción.
A: vista lateral, **B:** vista superior, **C:** vista frontal

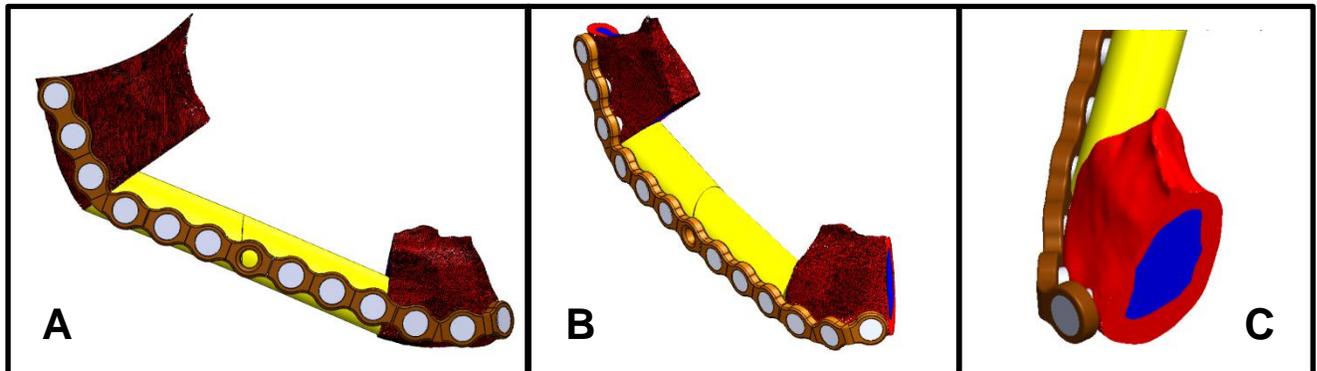
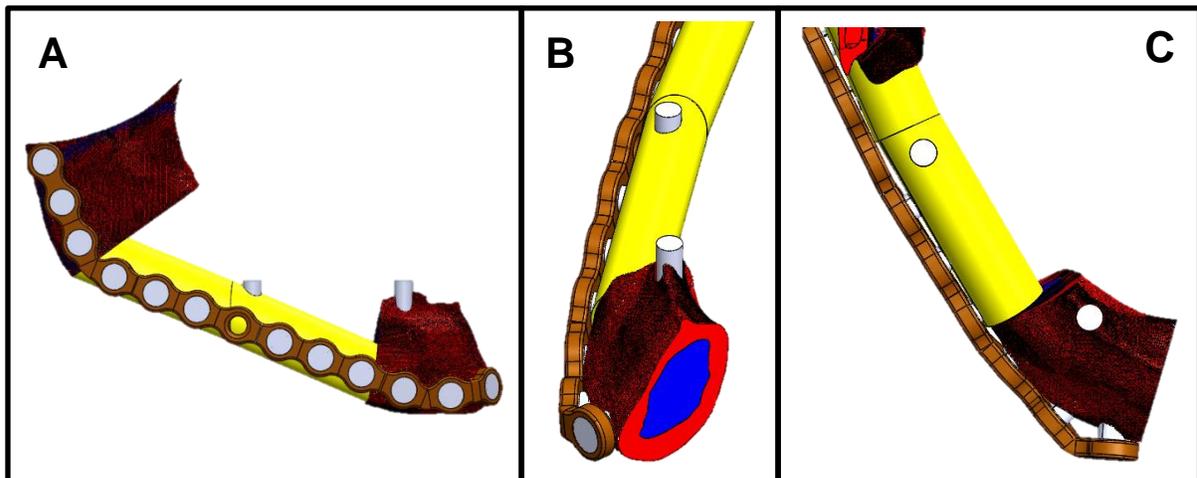
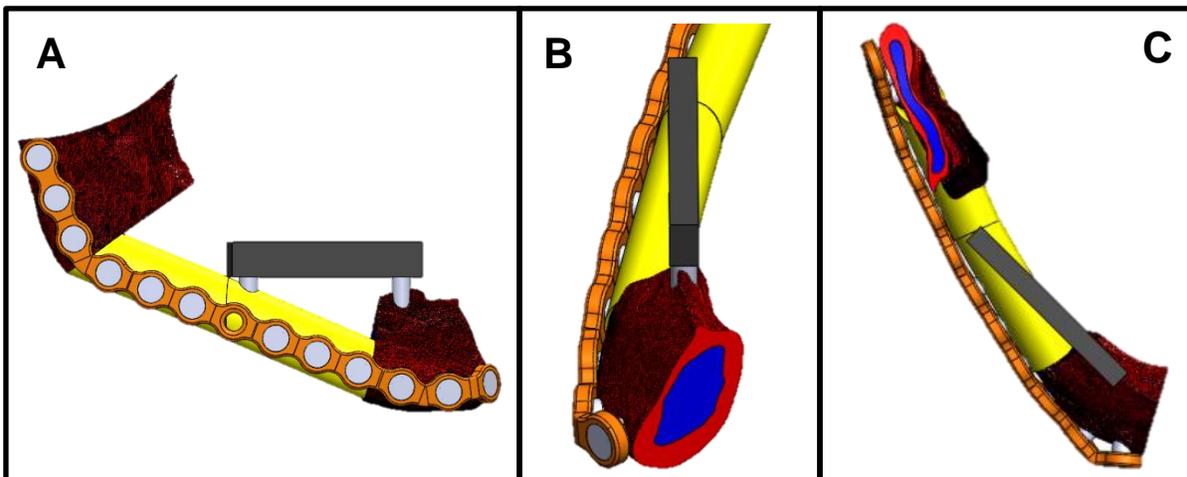


Figura 3-4: Modelo 3: Hemimandíbula con colgajo libre de peroné, placa de reconstrucción e implantes.
A: vista lateral, **B:** vista frontal, **C:** vista superior.



Se adaptaron dos segmentos de peroné en el defecto y una placa de reconstrucción mandibular que se ubicó en el borde inferior de la mandíbula con 12 tornillos bicorticales, 3 a cada lado del defecto sobre el hueso nativo como el número mínimo para lograr un anclaje de carga efectivo (43) (51) y 3 sobre cada segmento del peroné (modelos 2, 3 y 4). Además se posicionaron 2 implantes paralelos entre si uno en hueso nativo y otro en el injerto (modelo 3 y 4) y se ferulizaron con una barra fresada para el modelo 4.

Figura 3-5: Modelo 4: Hemimandíbula con colgajo libre de peroné, placa de reconstrucción e implantes ferulizados con barra fresada. **A:** vista lateral, **B:** vista frontal, **C:** vista superior.



3.3 Análisis de elementos finitos – simulaciones de carga

Cada uno de los modelos se exportó al programa de simulación, donde se asumió una oseointegración completa entre el hueso nativo de la mandíbula, el injerto del peroné y los implantes. Todos los materiales en los modelos se consideraron isotrópicos, homogéneos y con comportamiento lineal elástico. Se aplicaron restricciones de movimiento en la porción más superior de los modelos y en la sínfisis mentoniana en todas las direcciones.

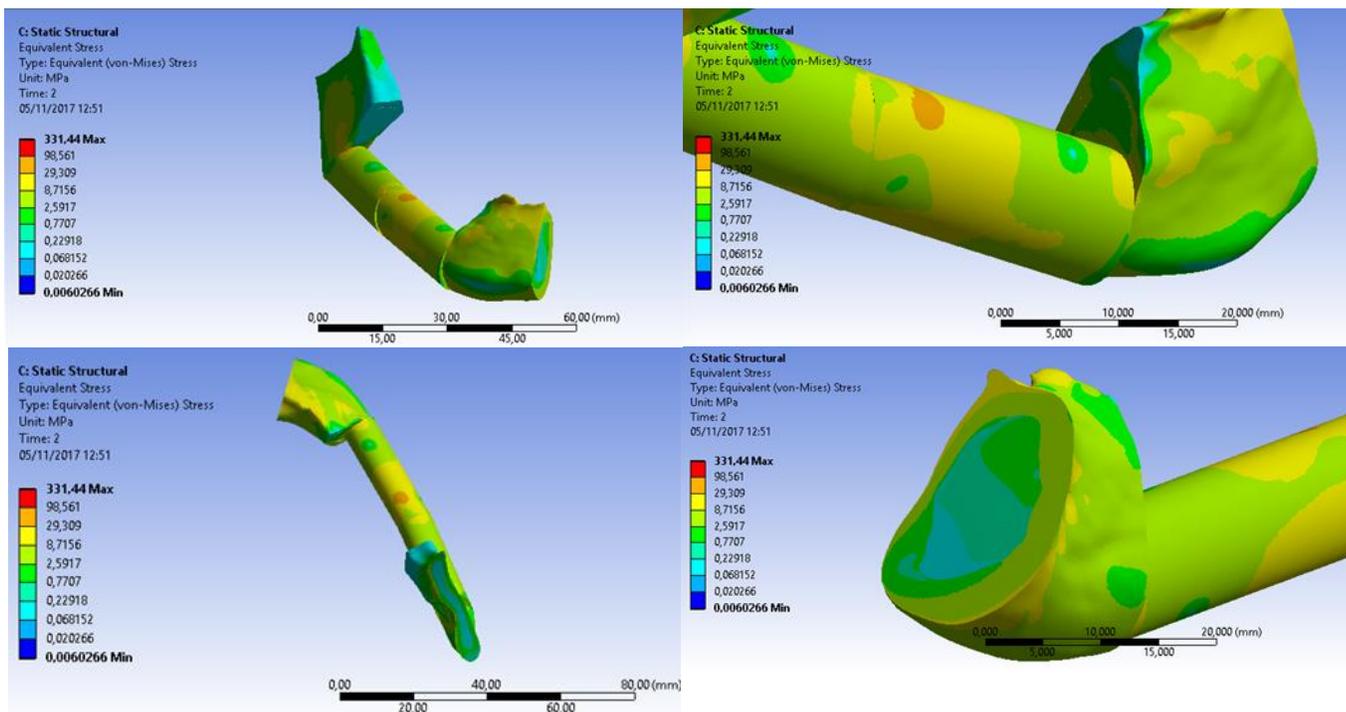
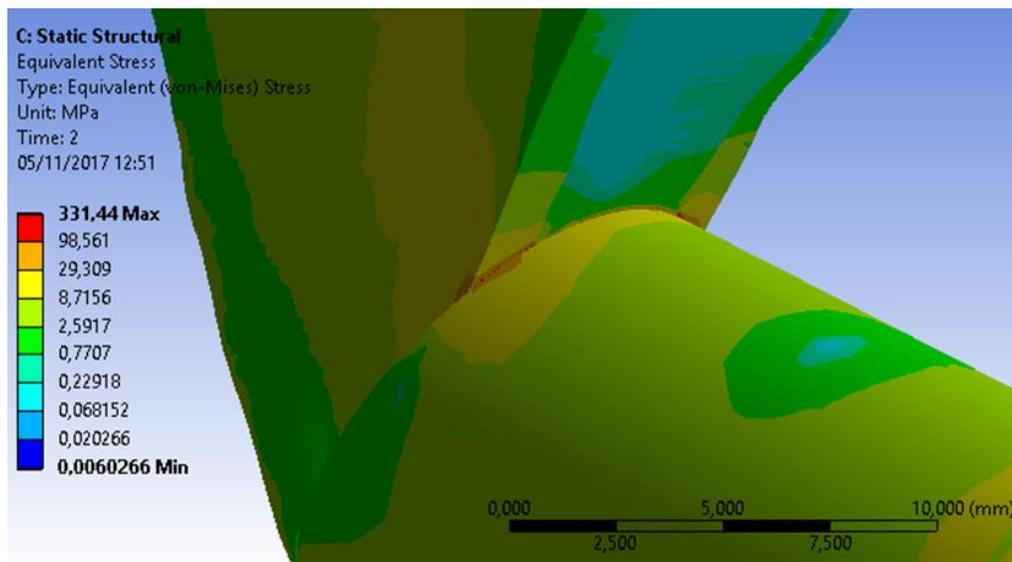
Se registraron los esfuerzos máximos de Von Mises para cada uno de los materiales que componen los modelos y en especial para evaluar la interface hueso nativo-peroné, a partir dos cargas verticales: una carga de 250N a nivel del primer molar inferior (hueso, injerto o implante) y una carga de 150N en la zona incisiva (hueso o implante) (15) (52).

4. Resultados

El análisis de elementos finitos resultó en una serie de ilustraciones de la distribución de esfuerzos de Von Mises en cada uno de los componentes de los modelos estudiados. Dichos resultados pueden presentarse en el modelo completo y en cada uno de sus componentes, mostrando la variación de color desde el azul oscuro que representa el valor mínimo, hasta el rojo oscuro que representa el valor máximo.

En la figura 4-1, se observa la distribución de esfuerzos de Von Mises en el modelo 1 que corresponde a una hemimandíbula con colgajo libre de peroné, donde el área con los valores más altos de concentración de esfuerzos se localiza sobre la porción media del injerto la cual corresponde a uno de los puntos de aplicación de la carga, y estos esfuerzos se van disipando a medida que se aleja de dicho punto. En la porción anterior de la mandíbula se observa que los esfuerzos se distribuyen con mayor intensidad sobre el hueso cortical comparado con el hueso trabeculado, en este último se registran valores medios de concentración de esfuerzos en el borde superior e inferior y el punto de concentración de esfuerzos más alto esta sobre la porción anterior de la mandíbula que se encuentra sobre la cresta ósea del reborde.

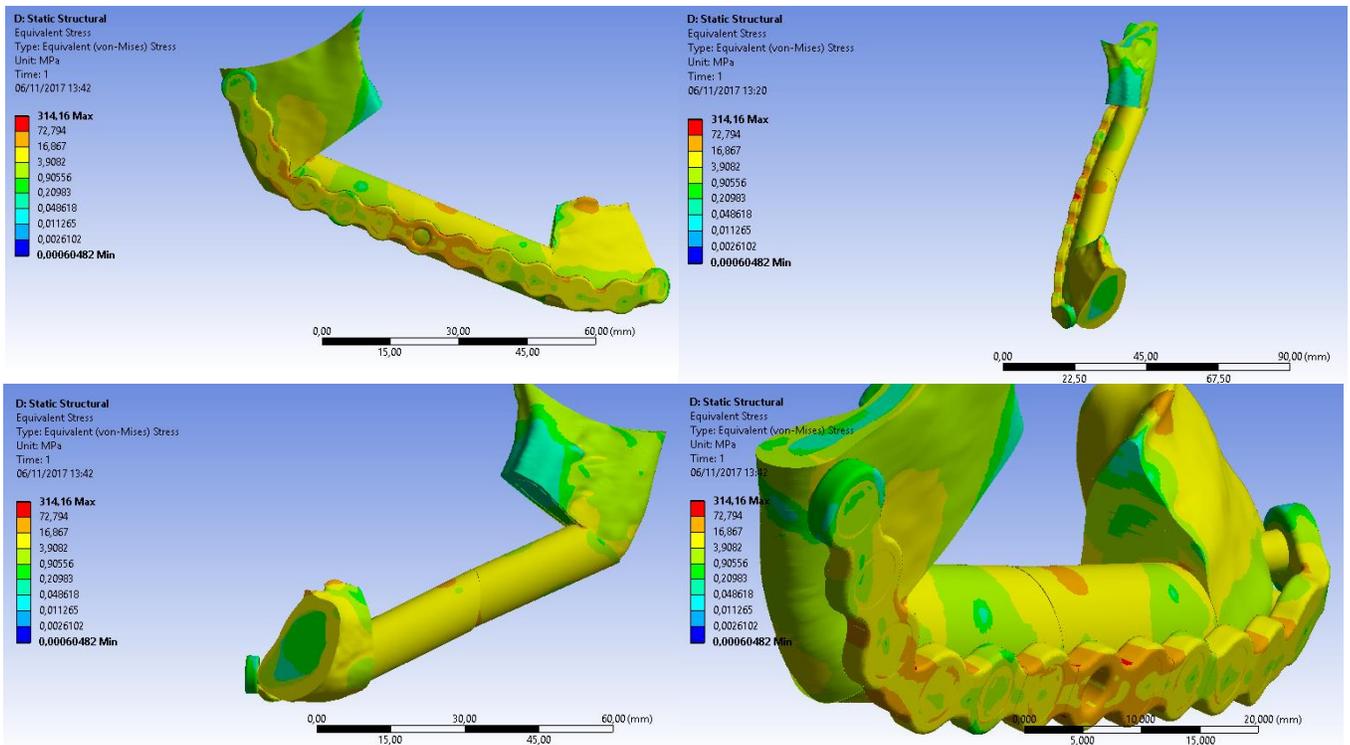
Para este modelo, se observa un pico máximo de concentración de esfuerzos en algunos puntos sobre la interface hueso nativo-peroné con valores de 331MPa ubicados sobre el hueso cortical nativo y hueso cortical del peroné (Figura 4-2).

Figura 4-1: Distribución de esfuerzos de Von Mises en el modelo 1.**Figura 4-2:** Concentración de esfuerzos en la interface hueso nativo-peroné en el modelo 1

En la figura 4-3, se observa la distribución de esfuerzos de Von Mises en el modelo 2 que corresponde a una hemimandíbula con colgajo libre peroné y placa de reconstrucción. En este modelo, en el injerto se observa una zona de concentración de esfuerzos a nivel del

punto de aplicación de la carga que posteriormente se distribuyen y disminuyen sobre los dos segmentos de peroné. En el hueso nativo se observan concentraciones de esfuerzos en la porción anterior, en el punto de aplicación de la carga sobre la cresta ósea. En la interface hueso nativo-peroné en la porción posterior se presentan altas concentraciones de esfuerzos al igual que entre los dos segmentos de peroné. Al comparar la concentración de esfuerzos entre el hueso cortical y trabeculado, sigue siendo mayor sobre el hueso cortical aunque se percibe una zona amplia de concentración de esfuerzos en el hueso trabeculado en la porción anterior del hueso nativo.

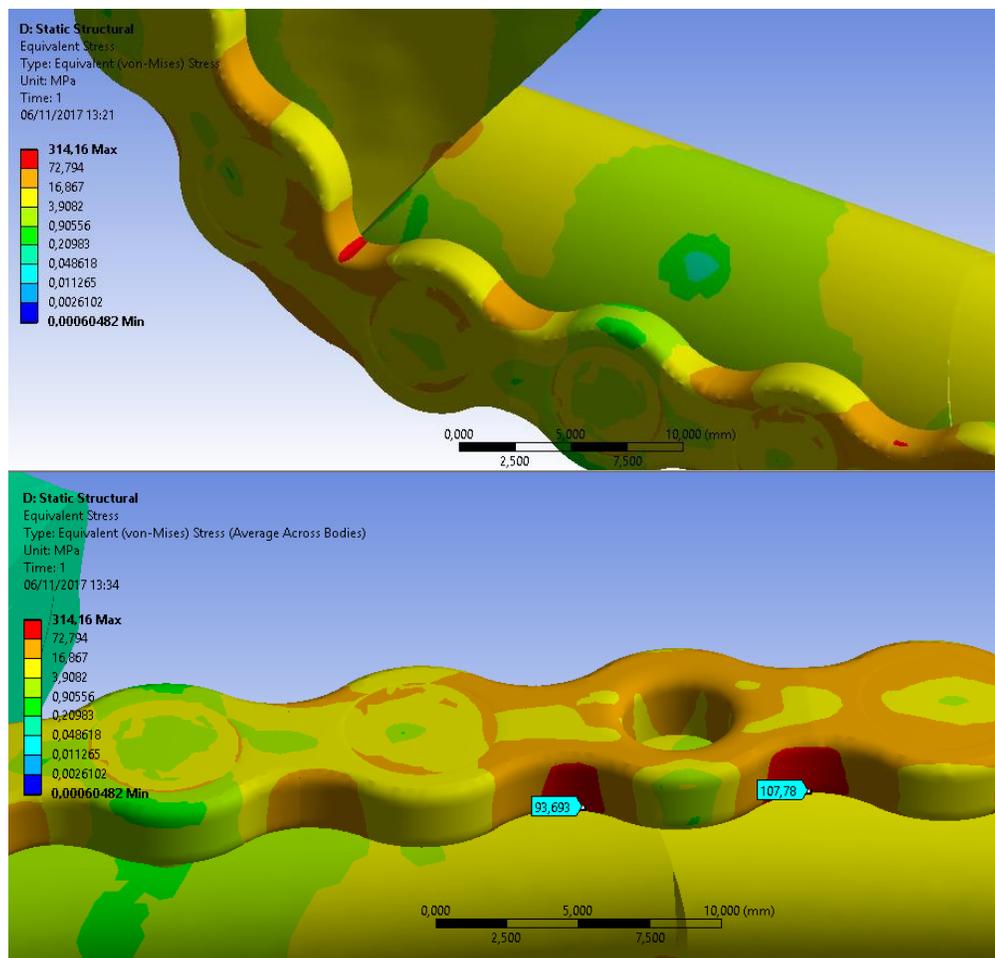
Figura 4-3: Distribución de esfuerzos de Von Mises en el modelo 2



A partir del modelo 2 se implementa el uso de una placa de reconstrucción, la cual presenta dos picos de alta concentración de esfuerzos ubicados al mismo nivel de la aplicación de la carga en el injerto y a nivel de la interface posterior hueso nativo-peroné (Figura 4-4). Estos esfuerzos están ubicados principalmente sobre los valles de la placa con valores entre 93MPa y 107MPa a nivel de la aplicación de la carga, y disminuyen su intensidad sobre las crestas, los agujeros y alrededor de los tornillos de fijación. En la interface hueso nativo-peroné, la placa concentra los esfuerzos con un valor de 314MPa y el hueso cortical en ese

punto alcanza 139MPa (Figura 4-5). En general en todos los valles de la placa se observan concentraciones de esfuerzos al igual que sobre las cabezas de los tornillos ubicados a nivel de la aplicación de la carga en el injerto y a nivel de la interface hueso nativo-peroné en la porción posterior. En el cuerpo de los tornillos se alcanzan valores aproximados de 9.5MPa.

Figura 4-4: Concentración de esfuerzos sobre la interface hueso nativo-peroné y en la placa de reconstrucción en el modelo 2



En la figura 4-6, se observa la distribución de esfuerzos de Von Mises en el modelo 3 que corresponde a una hemimandíbula con colgajo libre de peroné, placa de reconstrucción e implantes. En este modelo las cargas ya no se aplicaron directamente sobre el hueso y el injerto, sino que se hicieron de manera indirecta sobre el eje axial de los implantes. En los dos implantes (sobre el hueso nativo y sobre el peroné) y en el hueso periimplantar se

observan concentraciones de esfuerzos de aproximadamente 32MPa, siendo más extensa el área de esfuerzos en el implante situado sobre el peroné.

Figura 4-5: Concentración de esfuerzos en la placa de reconstrucción y en la interface hueso nativo-peroné

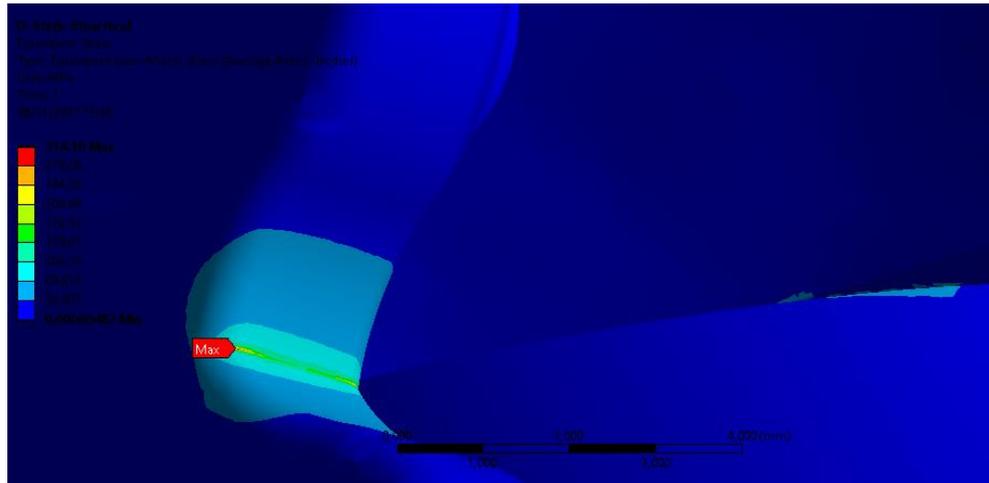
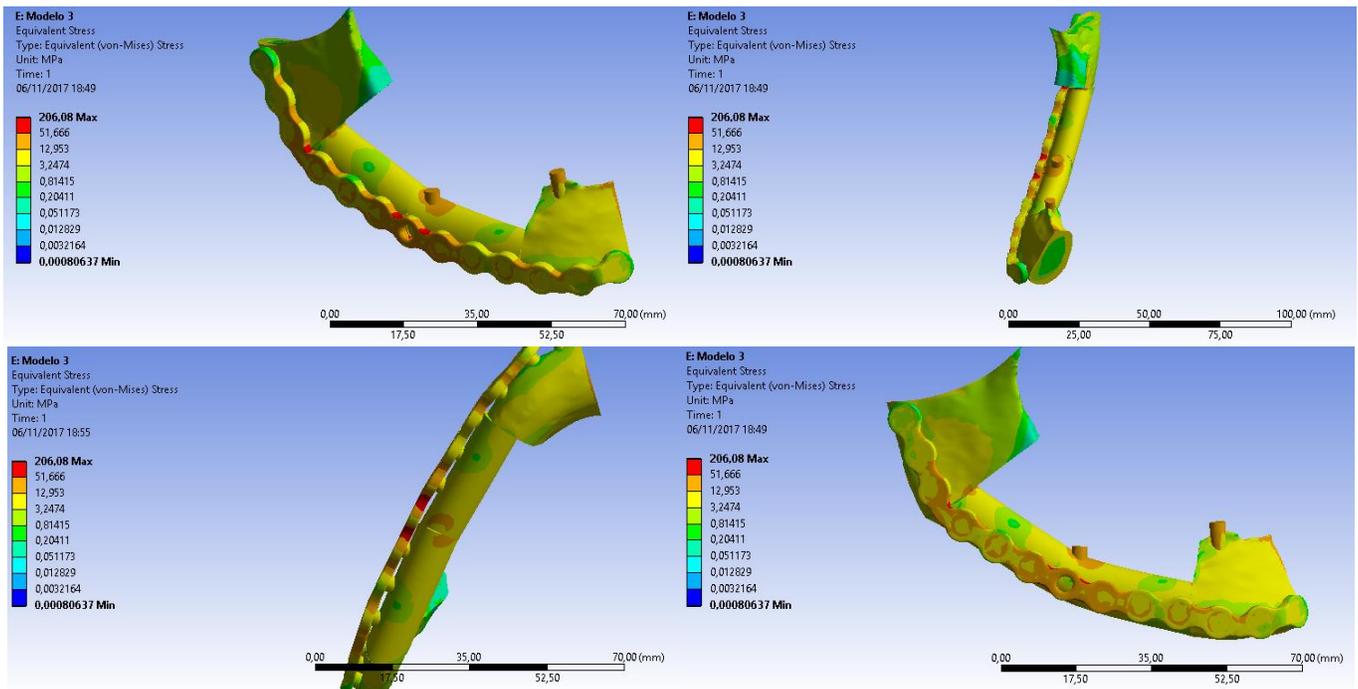


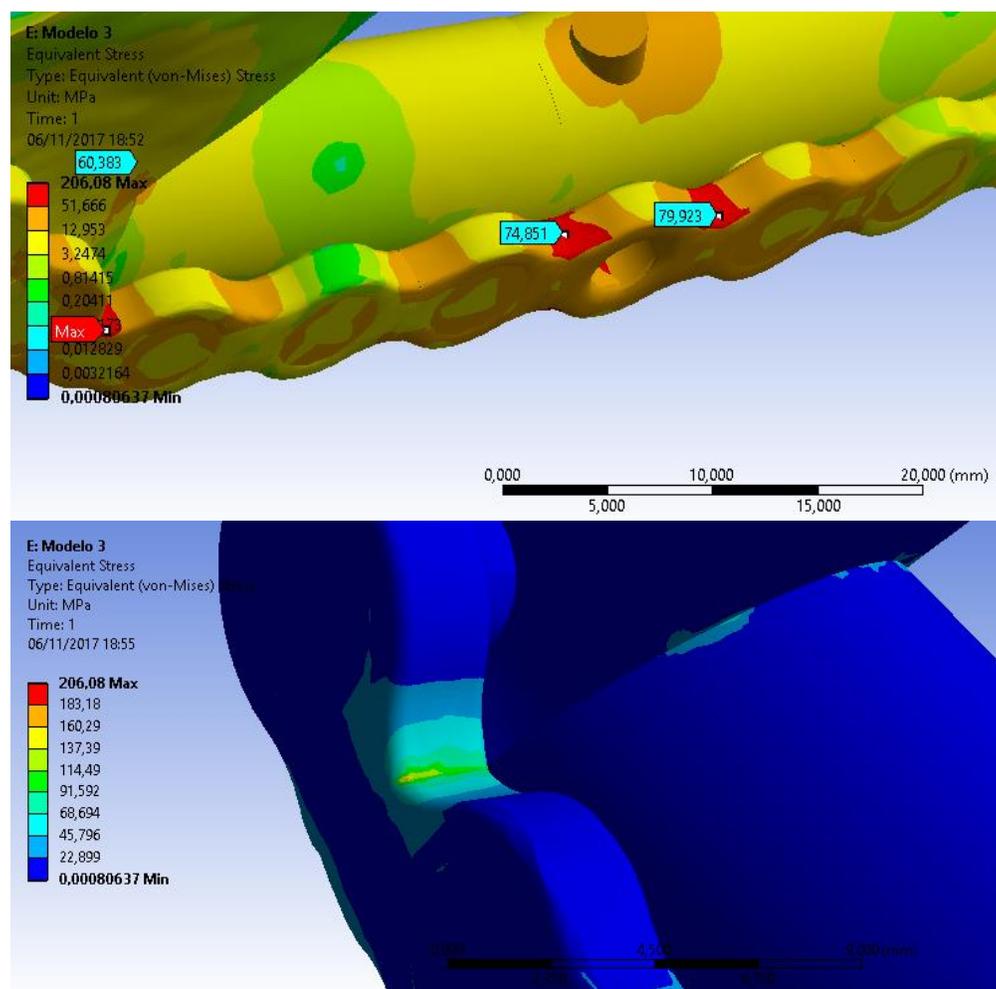
Figura 4-6: Distribución de esfuerzos de Von Mises en el modelo 3.



En este modelo, la mayor parte de la placa presenta zonas de concentración de esfuerzos. Los picos más altos se presentan en los valles sobre la superficie superior e inferior de la placa cercanos al implante que se encuentra sobre el injerto, con valores entre 74MPa y 79MPa. El punto más alto de concentración de esfuerzos en la placa se presenta en el momento en que la placa se angula para pasar del cuerpo a la rama mandibular a nivel de la interface hueso nativo-peroné donde se registra un valor máximo de 206MPa sobre el valle y posteriormente se distribuye hacia las crestas y los agujeros para los tornillos (Figura 4-7).

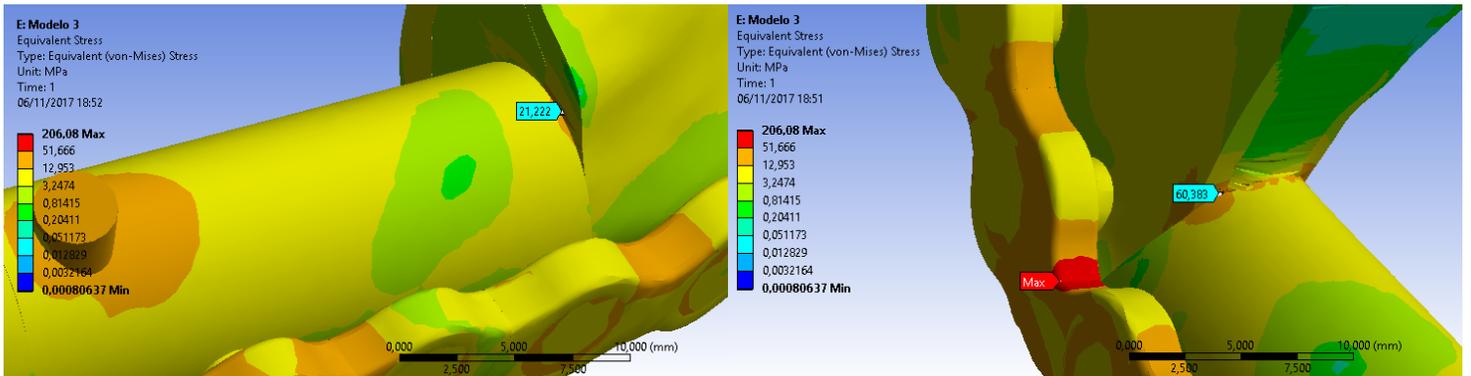
En todas las cabezas de los tornillos, a excepción de los 4 tornillos de los extremos (2 a cada lado), se presentan concentraciones de esfuerzos aproximadamente entre 12 y 23MPa.

Figura 4-7: Concentración de esfuerzos sobre la placa de reconstrucción en el modelo 3.



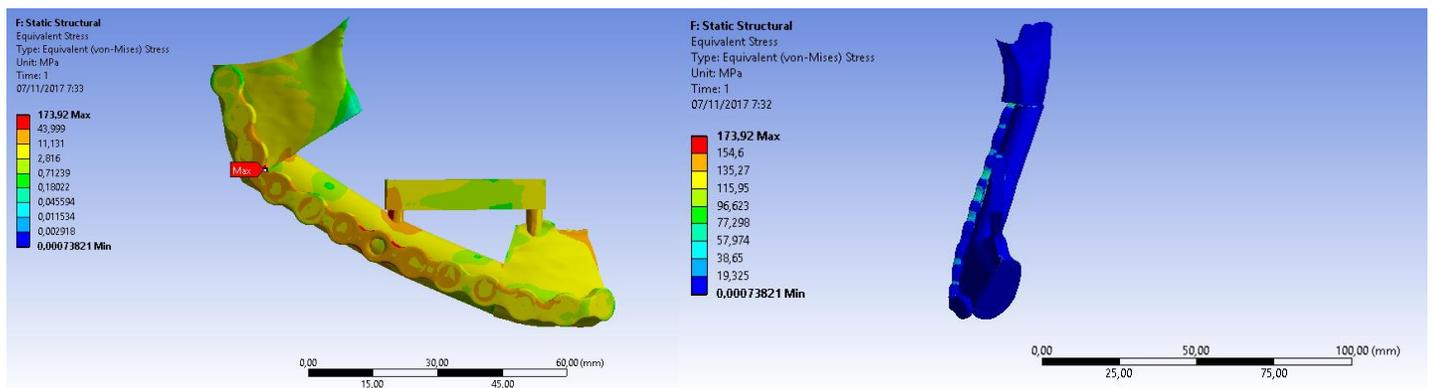
En cuanto a la interface hueso nativo-peroné en este modelo, se observa que hay mayor concentración de esfuerzos en la interface posterior que en la anterior, con valores de 60MPa y 21MPa respectivamente (Figura 4-8).

Figura 4-8: Concentración de esfuerzos en la interface hueso nativo-peroné en el modelo 3.



En la figura 4-9, se observa la distribución de esfuerzos de Von Mises en el modelo 4 que corresponde a una hemimandíbula con colgajo libre de peroné, placa de reconstrucción e implantes ferulizados con una barra fresada. En este modelo las cargas se aplican sobre la barra de titanio fresada en los mismos dos puntos donde están situados los implantes. El comportamiento del hueso periimplantar sigue siendo similar al comportamiento típico de los implantes con concentraciones de esfuerzo alrededor del cuello de cada uno de los implantes principalmente en el que está situado sobre el peroné. A partir de los esfuerzos sobre el cuello de los implantes, estos van disminuyendo progresivamente sobre el peroné y el hueso nativo.

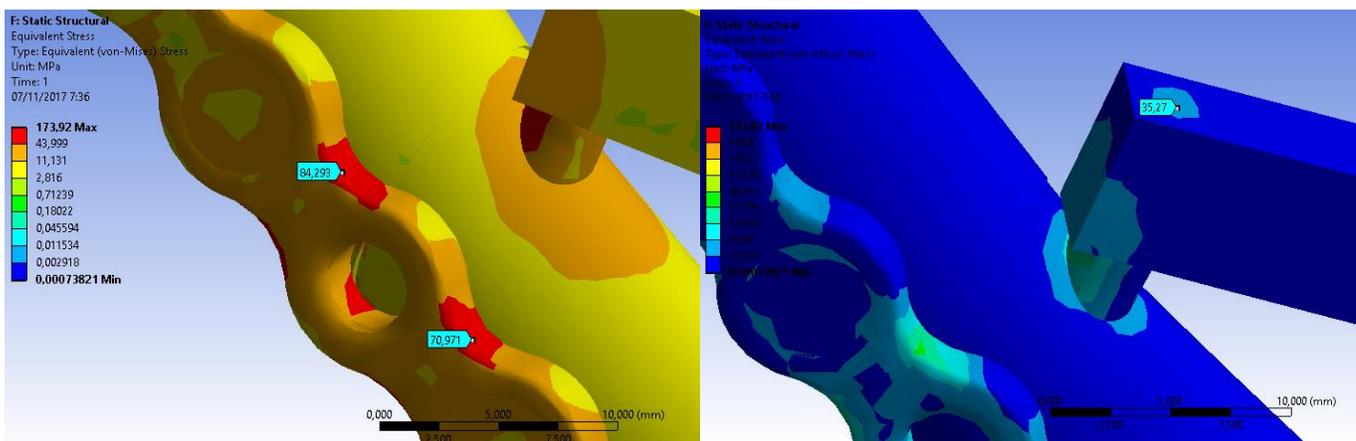
Figura 4-9: Distribución de esfuerzos de Von Mises en el modelo 4.



En este modelo la placa de reconstrucción presenta concentraciones de esfuerzos principalmente sobre los valles y en los agujeros donde van los tornillos, los valores más altos entre 70MPa y 84MPa se registran a nivel de la aplicación de la carga sobre el peroné (Figura 4-10) y en la zona de lo que correspondería al ángulo mandibular donde se encuentra la interface hueso nativo-peroné con un valor máximo de 173MPa (Figura 4-11).

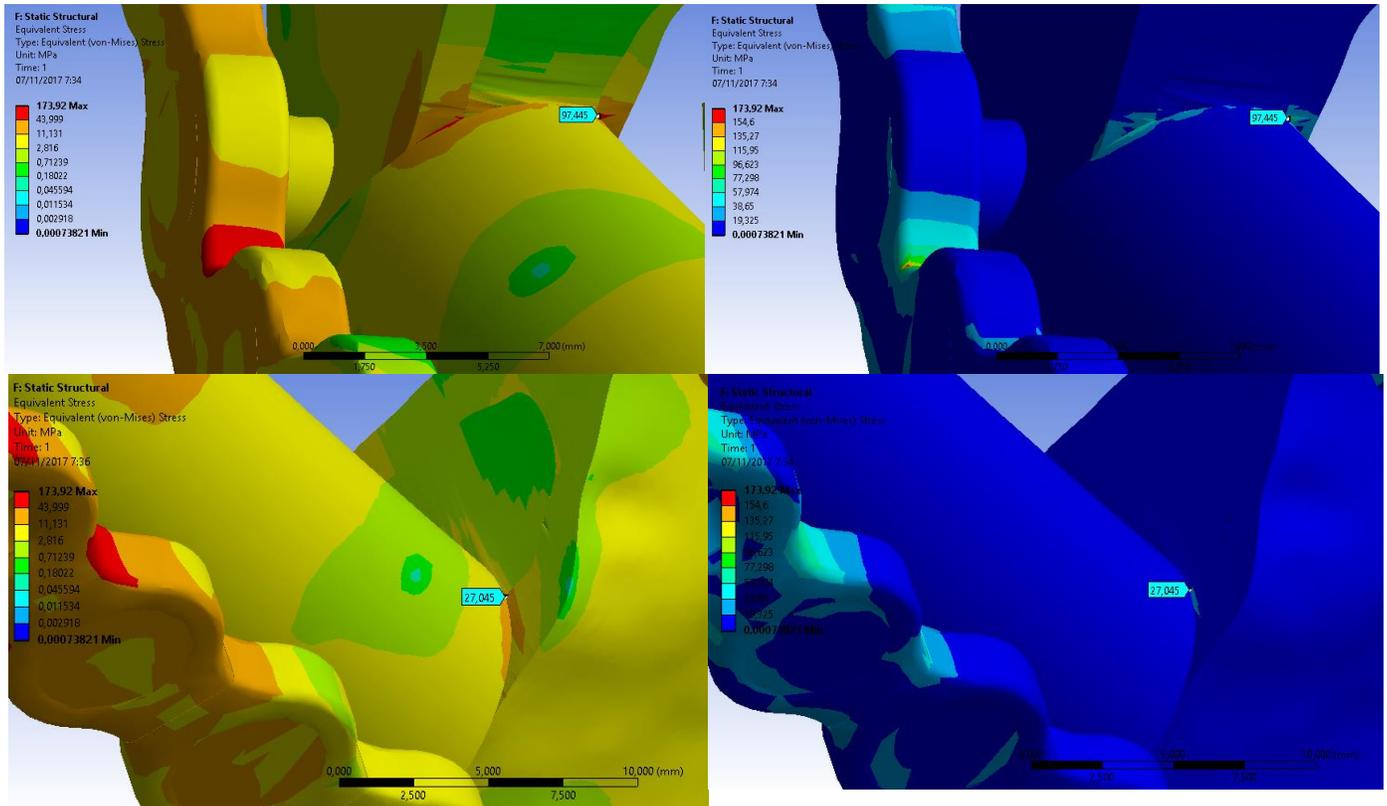
Sobre la barra se presentan áreas de altas concentraciones de esfuerzos especialmente en la conexión con el implante situado sobre el peroné con 80MPa y sobre los puntos de aplicación de las cargas los cuales se distribuyen hacia los extremos de la misma y disminuyen hacia la parte media. 32MPa en el punto posterior de la barra y 19MPa en el punto anterior de la misma (Figura 4-10).

Figura 4-10: Concentración de esfuerzos sobre la placa de reconstrucción y la barra que feruliza los implantes en el modelo 4.



La interface hueso nativo-peroné observada en este modelo muestra concentraciones de esfuerzos sobre el hueso cortical de la mandíbula cercanas a los 97MPa en la porción posterior y a 27MPa en la porción anterior, los cuales disminuyen a medida que se alejan de las uniones (Figura 4-11).

Figura 4-11: Concentración de esfuerzos en la interface hueso nativo-peroné en el modelo 4.



4.1 Análisis comparativo de resultados

Para realizar una comparación del comportamiento biomecánico y de las concentraciones de esfuerzos de Von Mises para los 4 esquemas de reconstrucción y rehabilitación oral, se escogieron 6 puntos que se consideraron interesantes para su análisis y se registraron los valores de concentración de esfuerzos en MPa (Tabla 4-1). Estos puntos fueron:

- Punto de carga anterior y posterior: punto anterior y posterior respectivamente donde se aplicó la carga
- Interface anterior y posterior: el valor de concentración de esfuerzos máximo registrado sobre el hueso cortical en la interface hueso nativo-peroné de la porción anterior y posterior respectivamente
- Placa en la porción media: el valor de concentración de esfuerzos máximo sobre la placa a nivel de la aplicación de carga sobre el injerto

- Placa en el ángulo: el valor de concentración de esfuerzos máximo sobre la placa en el momento que se angula para pasar del cuerpo a la rama mandibular al nivel del ángulo mandibular

Tabla 4-1: Concentración de esfuerzos en 6 puntos diferentes para cada modelo

Modelo	Punto de carga anterior (MPa)	Punto de carga posterior (MPa)	Interface anterior (MPa)	Interface posterior (MPa)	Placa en la porción media (MPa)	Placa en el ángulo (MPa)
1	49	51	52	331	----	----
2	43	56.5	48	139	100	314
3	13	40	32	60	77	206
4	19	32	27	97	77	174

Según los datos consignados en la tabla 4-1, la concentración de esfuerzos en el punto posterior de aplicación de la carga sobre el peroné para todos los modelos es mayor comparado con el punto anterior sobre el hueso nativo. En cuanto a la interface hueso nativo-peroné, se observa que hay mayor concentración de esfuerzos en la porción posterior de esta unión comparada con la porción anterior en todos los modelos y que en el modelo 1 se registra el valor más alto de concentración de esfuerzos que corresponde a 331MPa sobre el hueso cortical nativo en la unión con el peroné. En los modelos con placa, esta recibe mayores concentraciones de esfuerzos que el hueso nativo o peroné en los mismos puntos, y esta placa tiene los picos más altos en el momento que se fleja para pasar del cuerpo a la rama mandibular, siendo más alto en el modelo 2 el cual no tiene un tratamiento protésico. En el modelo 4 la concentración de esfuerzos en la placa en el ángulo disminuye con respecto los anteriores, pero se mantiene en la porción media, por el contrario en la interface en la porción posterior los valores aumentan mientras que en la porción anterior ligeramente disminuyen.

5. Discusión

En este trabajo, se propuso una serie de modelos con diferentes esquemas de reconstrucción y rehabilitación oral los cuales se sometieron a una simulación de cargas mediante un análisis de elementos finitos, con el fin de analizar el comportamiento flexural entre el hueso nativo y el injerto de peroné además de las diferentes áreas de concentraciones de esfuerzos sobre los modelos. La distribución y concentración de esfuerzos tienen un gran efecto sobre las propiedades biomecánicas de las mandíbulas reconstruidas generando posibles reabsorciones o fracturas, por lo tanto el diseño de la reconstrucción mandibular y el de la rehabilitación oral donde se haga una correcta distribución de cargas, juegan un papel muy importante.

Al analizar la biomecánica de la mandíbula hay que tener claro que las distribuciones y concentraciones de esfuerzos en el hueso son complejas y ligeramente diferentes dependiendo de la tarea de masticación, y más aún si se trata de una mandíbula reconstruida. Pinheiro y Alves en 2015, en un análisis de elementos finitos sobre un modelo de mandíbula con un defecto lateral encontraron que al ejercer una carga sobre la zona de incisivos en el hueso nativo las concentraciones de esfuerzos se presentaban en la superficie anterior de la rama mandibular y en el borde inferior y superficie lingual del cuerpo mandibular. Además registraron concentraciones de esfuerzos al ejercer una carga sobre el área del primer molar del lado del defecto sobre el hueso nativo las cuales se ubicaron sobre la cresta ósea distal a la zona de aplicación de la carga y sobre la superficie anterior de la rama del mismo lado (53). Comparando este resultado con los obtenidos en este trabajo, en el modelo 1 y 2 se observa una ligera concentración de esfuerzos en áreas similares a las reportadas por Pinheiro y Alves, tales como la superficie anterior de la rama mandibular y la zona distal a donde se ubican los últimos molares. Estos autores no hacen especial énfasis sobre las tensiones sobre el hueso injertado.

Con relación a la interface hueso nativo-peroné, vale la pena mencionar que en este punto el acumulo de esfuerzos es importante y se percibió en los estudios realizados por El-Anwar en

2016, que encontró que al mantener una alta concentración de esfuerzos en dicha interface resultará en el engrosamiento del segmento reconstruido con peroné que de acuerdo a la teoría del mecanostato (29), el hueso se remodelará a sí mismo en la forma y calidad adecuadas para soportar tensiones extremas en presencia de cargas apropiadas (48). En esta interfaz, en el modelo 1 se observaron concentraciones de esfuerzo que alcanzan un valor máximo de 331MPa ubicado sobre el hueso cortical, superando el rango de resistencia de este hueso, lo cual indica que en estos puntos el injerto trata de desprenderse del hueso nativo. Es claro que gracias a las propiedades mecánicas usadas durante la simulación, el módulo de elasticidad del hueso cortical es mucho mayor que el del hueso trabecular, reconociendo que el hueso cortical es capaz de resistir este tipo de esfuerzos sin deformarse, por el contrario si la simulación se hubiera hecho solo sobre hueso trabeculado, este no tendría esa misma capacidad de resistencia.

En el modelo 2, solo se observa un punto de alta concentración de esfuerzos en la interface hueso nativo-peroné, con un valor de 139MPa sobre el hueso cortical y 314MPa sobre la placa. Se adjudica esta disminución a la presencia de la placa que tiende a absorber la fuerza dada por la aplicación de cargas. Igualmente sucede sobre el peroné, el cual disminuye de 100MPa a 72MPa en el punto de aplicación de la fuerza comparando el modelo 1 y el 2. Estos resultados sobre el modelo 2 indican un comportamiento flexural del injerto en la zona media donde se unen los 2 segmentos de peroné y también en la interface de este injerto con el hueso nativo en la porción posterior hacia la zona del ángulo de la mandíbula.

Y en el modelo 3, la concentración de esfuerzos en esta interface disminuye aún más. 60MPa en el hueso cortical y 206MPa en la placa para este modelo. Esta disminución se explica gracias a la presencia de los implantes que reciben la carga y la distribuyen sobre el hueso periimplantar evitando zonas de alta concentración de esfuerzos en la interface hueso nativo-peroné. El modelo 4 también presenta implantes que podrían recibir la carga y apaciguarla en la interface hueso nativo-peroné, pero en este trabajo no se obtiene ese resultado ya que en la interface en el sector posterior las concentraciones de esfuerzos aumentaron con respecto al modelo 3, aunque se mantuvieron por debajo de las del modelo 2, y esto puede explicarse debido a la presencia de la barra que feruliza los implantes, la cual puede estar generando una carga extra sobre el implante ubicado sobre el peroné.

La biomecánica de una mandíbula normal sirve de punto de comparación con aquellas que están reconstruidas, Tie y colaboradores en 2006, bajo una carga unilateral de 150N en zona de premolares y 200N en zona de molares en una mandíbula completa, encontraron que las principales áreas de concentración de esfuerzos estaban ubicadas en la escotadura sigmoidea, desde la apófisis coronoides hasta el cuello del cóndilo, en el cuerpo mandibular en la zona del ángulo y en la cresta alveolar distal a los molares junto con la superficie anterior de la rama mandibular (54), Vollmer y colaboradores en el 2000, los cuales en una prueba similar registraron las áreas principales de concentración de esfuerzos en la apófisis coronoides, el cóndilo y la región más distal de la cresta alveolar (55) y con estos resultados aprueban que los niveles de tensiones de Von Mises en las mandíbulas reconstruidas con peroné son más altos que los que se presentan en una mandíbula normal (54).

Similar al estudio de Tie, Standlee y colaboradores mucho antes, hacia el año de 1977, también encontraron altas concentraciones de esfuerzos en la escotadura sigmoidea pero principalmente en el cóndilo, concluyendo que esta estructura es el destino final de las trayectorias de tensiones en una mandíbula normal, por lo tanto la articulación temporomandibular (ATM) es la que recibe toda la carga durante la función uni o bilateral (56).

En este trabajo se eliminó la porción del cóndilo, escotadura sigmoidea y apófisis coronoides con el fin de que los modelos sean más ligeros y menos pesados para ahorrar en gastos computacionales en cuanto a tiempo de cada una de las simulaciones, por lo tanto no es posible comparar los resultados con los obtenidos en los estudios mencionados de una mandíbula normal.

En cuanto al uso de placas de reconstrucción diversos autores se han referido a sus ventajas y desventajas en la reconstrucción mandibular. El objetivo de las placas de reconstrucción no solo es brindar un puente entre el hueso nativo mandibular del defecto, sino también debe soportar las cargas oclusales para mantener la estabilidad y fijación del injerto y así lograr un proceso exitoso en la reconstrucción y rehabilitación de este tipo de pacientes. Al realizar un análisis de la biomecánica y la resistencia de este tipo de placas, salen a flote dos preocupaciones importantes: una es que estas placas requieren de un contorneo manual para adaptarse a la geometría mandibular, el cual, si no se realiza siguiendo un modelo estereolitográfico obtenido de la tomografía del paciente a tratar, debe contornearse en el mismo momento de la cirugía mediante ensayo y error lo cual genera una

tensión residual y la predispone a fractura por fatiga, y la otra preocupación se refiere a que una mala adaptación de la placa va a terminar en un resultado estético y funcional desfavorable ejerciendo altas concentraciones de esfuerzos alrededor de los tornillos de fijación al aplicar las cargas oclusales, lo cual puede resultar en el aflojamiento de dichos tornillos y una posterior falla de la reconstrucción mandibular. Existe una incidencia entre el 2.9% al 10.7% de fractura de placas por causa de una flexión preoperatoria inadecuada que busca coincidir con el contorno de la mandíbula, lo cual conduce a flexiones repetidas debilitando los puntos de estas flexiones en la placa (51).

Teniendo en cuenta lo anterior, Wu y colaboradores en 2017, tras un análisis de elementos finitos de las placas de reconstrucción comerciales, tales como las que se usaron para este trabajo, obtuvieron un área de concentración de esfuerzos máxima a nivel del orificio del primer tornillo ubicado al lado del defecto hacia la porción anterior con un valor de 546MPa, los cuales disminuían a medida que se alejaban del defecto (51).

Con un defecto lateral y el uso de una placa de reconstrucción mandibular sin injerto tras aplicar una carga de 50N sobre el primer molar en el lado del no defecto, Schuller-Gotzburg y colaboradores en 2009, encontraron en su análisis de elementos finitos, altos niveles de concentración de esfuerzos en el cuerpo y rama del lado del no defecto, además de la apófisis coronoides y también se registraron sobre los puntos de inserción de los tornillos de la placa en el hueso cortical. En este mismo estudio con el esquema anterior más un injerto de peroné, los más altos niveles de concentración de esfuerzos se registraron en la interface hueso nativo-injerto, exactamente en el primer tornillo ubicado mesial al defecto (57).

Los resultados de este trabajo en cuanto a la concentración de esfuerzos en la placa de reconstrucción no coinciden totalmente con lo reportado por Wu y Schuller-Gotzburg. En este trabajo los picos máximos de concentración de esfuerzos se ubicaron sobre los valles de la placa cercanos a la aplicación de la carga y en los agujeros de los tornillos adyacentes, además en del punto de flexión de la placa cuando pasa del cuerpo a la rama mandibular. Entretanto si se coincide con el punto de concentración de esfuerzos sobre la interface hueso nativo-peroné, principalmente en el hueso cortical.

Además de las placas de reconstrucción mandibular que se encuentran disponibles en el mercado, existen un tipo de estas placas que se realizan según un diseño individual y específico de la situación del paciente. Li y colaboradores en 2014, evaluaron el

comportamiento biomecánico de este tipo de placas realizando un análisis de elementos finitos y encontraron que entre las áreas de concentración de esfuerzos se destacan el punto de aplicación de la carga (300N) que fue a nivel del primer molar, alcanzando un pico máximo de tensiones de 616MPa, valor que se acerca al rango de resistencia a la tracción del titanio que esta entre 700 y 800MPa y su punto de ruptura entre los 950 y 1100MPa, y también se concentran sobre la interface de unión mesial de la placa con el hueso nativo, especialmente sobre la placa (58).

Contradiendo los estudios de Li y colaboradores, esta Knoll y colaboradores que en 2006, con un modelo de una hemimandíbula con una placa de reconstrucción sobre un defecto lateral y una carga de 135N, encontraron que el punto de concentración de esfuerzos máximo fue de 1363N, localizado en el borde interno inferior de los agujeros de los tornillos de la placa de reconstrucción. Este valor es aproximadamente el doble del registrado por Li con una carga mucho más baja, superando la resistencia a la tracción del titanio. Esta situación genera aflojamiento gradual de los tornillos. En este mismo punto pero sobre el hueso cortical, se registró un valor de 175N el cual también supera la resistencia a la tracción del hueso que esta en alrededor de los 85N, que a diferencia del titanio de la placa, el hueso puede deformarse en mayor medida disipando la energía mecánica que al final genera microfracturas las cuales a corto plazo constituyen un daño irreversible, pero a largo plazo pueden solucionarse gracias al proceso de remodelación ósea, todo esto siempre y cuando no pase de microfracturas a una fractura ósea propiamente dicha (50).

Este trabajo coincide con lo reportado por Li y colaboradores, ya que los valores máximos de concentración de esfuerzos sobre la placa para todos los modelos estuvieron entre 174MPa a 314MPa, muy por debajo del límite de resistencia del titanio.

El sistema de placas es ampliamente usado en mandíbulas reconstruidas con el fin de orientar el contorno de los injertos, además de fijarlos y mantenerlos en la posición correcta. Estas placas como se ha mencionado anteriormente, sufren de fractura, exposición extra o intra oral y el más común es el aflojamiento de tornillos. Kimura y colaboradores en 2006, tras aplicar una carga vertical de 300N sobre el área de molares en el lado del no defecto en un modelo de mandíbula reconstruida con un defecto lateral, encontraron que el punto más alto de concentración de esfuerzos se dio en el tornillo ubicado sobre hueso nativo más próximo al defecto en el lado del no defecto. Este fenómeno se explicó argumentando que las cargas verticales que simulan el proceso masticatorio, contribuyen a discrepancias

verticales y conducen a la reabsorción ósea alrededor de los tornillos generando aflojamiento del mismo (43). En este estudio los tornillos se consideraron oseointegrados en el hueso, por lo tanto no es posible valorar su comportamiento biomecánico al interior del hueso.

El modelo con el esquema de rehabilitación donde los implantes están ferulizados con una barra se propuso debido a que la literatura ha reportado que la ferulización distribuye de una mejor manera los esfuerzos sobre los implantes y además estas barras mejoran la calidad retentiva de las prótesis. En un estudio donde se valoró el comportamiento de implantes ferulizados con una barra en la rehabilitación de mandíbulas reconstruidas con colgajo libre de peroné realizado por El-Anwar y colaboradores en 2016, se encontró el comportamiento típico de los implantes reportado por múltiples autores, donde la concentración máxima de esfuerzos se dio en el cuello del implante información con la que coincide este trabajo. Ha esto le sumaron que los implantes localizados más hacia mesial y lejos de la ATM, obtenían valores más altos de concentración de esfuerzos que aquellos situados en distal. Contrario a lo observado durante este trabajo en donde el implante más distal situado sobre el peroné registró mayores concentraciones de esfuerzos que el implante situado más hacia la línea media. Además del cuello del implante, también se registraron altas concentraciones de esfuerzos sobre la barra (48). Este diseño es importante ya que cabe recordar que la distribución de esfuerzos es un factor crucial en el patrón de reabsorción ósea al momento de poner en función oclusal las prótesis con las que se ha rehabilitado estos pacientes, además el sistema de inserción debe presentar una transferencia de esfuerzos adecuada con el fin de evitar las reabsorciones óseas y así mejorar el pronóstico del tratamiento, por estas razones el uso de barras para ferulizar los implantes está ampliamente recomendado y así contrarrestar los patrones irregulares de masticación en pacientes con mandíbulas reconstruidas que generan altos valores de tensiones, aunque en este estudio se registró un ligero aumento en la concentración de esfuerzos sobre la interface hueso nativo-peroné en presencia de la barra.

Los esfuerzos sobre el cuello del implante se registraron únicamente sobre el hueso cortical sin tener en cuenta el hueso trabeculado, esto se debe principalmente a las propiedades que se establecen para cada tipo de hueso, donde el hueso trabeculado tiene un módulo elástico menor que el del hueso cortical, haciendo que este último absorba la mayor parte de las tensiones, subestimando la reacción del hueso trabeculado (48).

Al igual que en este trabajo, El-Anwar asumió oseointegración completa entre el hueso nativo, el peroné y los implantes dentales, obteniendo resultados donde las mayores concentraciones de esfuerzos se presentaron en la interface hueso nativo-peroné, en la escotadura sigmoidea, en la apófisis coronoides y en el cuello del cóndilo en el lado del defecto. Estos resultados los explican expresando que esto se debe a la discrepancia de tamaño, principalmente en altura, entre el hueso nativo y el peroné. Aquí hay que resaltar que en ese estudio no usaron una placa de reconstrucción y entre sus recomendaciones proponen su uso para dar continuidad a la mandíbula y además coinciden en que esta disminuye la concentración de esfuerzos en las áreas mencionadas (48) (54) tal y como se presentó en los resultados que arrojaron los modelos 2, 3 y 4. Esto también lo corrobora Tie en 2006, que aseguró que una de las áreas de mayor concentración de esfuerzos es en la interface hueso nativo-peroné, pero este autor a diferencia de los demás la registra en la unión distal, posterior a los molares y no hacia mesial como se ha reportado en múltiples ocasiones (54). En cuanto a esta situación, este trabajo concuerda con Tie, ya que la interfaz posterior distal a los molares presentó valores más altos de concentración de esfuerzos en todos los modelos evaluados.

6. Conclusiones

Al comparar el comportamiento flexural entre los 4 modelos computacionales de hemimandíbulas estudiados con los diferentes métodos de reconstrucción indica que al aplicar dos cargas verticales de 250N a nivel del primer molar sobre el lado del defecto y otra de 150N en la zona incisiva, se obtendrá una flexión inicial en la osteotomía del peroné, seguida de la interface hueso nativo-peroné posterior y por último en esta misma interface en la porción anterior.

La flexión entre los segmentos de peroné y en las interfaces de hueso nativo-peroné disminuye con el uso de placas de reconstrucción, implantes e implantes ferulizados con una barra fresada.

Se concluye que la presencia de la placa en las reconstrucciones mandibulares disminuye la concentración de esfuerzos en el hueso cortical en la interface hueso nativo-peroné, ya que gran parte de la carga es absorbida por esta.

Se observó que en el modelo con implantes hubo menor concentración de esfuerzos en el hueso cortical en la interface hueso nativo-peroné, lo que indica que el tipo de restauración es determinante en la distribución de cargas en la zona injertada..

Bibliografía

1. Siegel R, Miller K, Jemal A. Cancer Statistics, 2015. *CA Cancer J Clin.* 2015; 65(5-29).
2. Instituto Nacional de Cancerología. Anuario estadístico 2012. Estadístico. Bogotá: Instituto Nacional de Cancerología, Cundinamarca; 2015.
3. Jacobsen C, Kruse A, Lubbers H. Is mandibular reconstruction using vascularized fibula flaps and dental implants a reasonable treatment?. 2012 *Clinical Implant Dentistry and Related Research.*
4. Cantor R, Curtis T. Prosthetic management of edentulous mandibulectomy patients. Part I. Anatomic, physiologic, and psychologic considerations. *J Prosthet Dent.* 1971; 25(446-457).
5. Roumanas E, Garrett N, Blackwell K. Masticatory and swallowing threshold performances with conventional and implant-supported prostheses after mandibular fibula free-flap reconstruction. *J Prosthet Dent.* 2006 Octubre; 96(289-297).
6. Kim D, Ghali G. Dental implants in oral cancer reconstruction. *Dent Clin N Am.* 2011; 55(871 - 882).
7. Sahin N, Hekimoglu C, Aslan Y. The fabrication of cast metal guidance flange prostheses for a patient with segmental mandibulectomy: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2005; 93(217-220).
8. Wijbenga J, Shepers R, Werker P. A systematic review of functional outcome and quality of life following reconstruction of maxillofacial defects using vascularized free fibula flaps and dental rehabilitation reveals poor data quality. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery.* 2016; 69(1024 - 1036).
9. Hotz G. Reconstruction of mandibular discontinuity defects with delayed nonvascularized free iliac crest bone grafts and endosseous implants: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 1996; 76(350-355).
10. Wong H, Pow E, Choi W. Management of mandibular rotation after a mandibulectomy: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2013; 110(532-537).

11. Garrett N, Roumanas E, Blackwell K. Efficacy of conventional and implant-supported mandibular resection prostheses: Study overview and treatment outcomes. *J Prosthet Dent.* 2006; 96(13-24).
12. Dellavia C, Romeo E, Ghisolfi M. Electromyographic evaluation of implant-supported prostheses in hemimandibulectomy-reconstructed patients. *Clin Oral Impl Res.* 2007; 18(388-395).
13. Garcia M, Ostrosky M. Implant prosthetic rehabilitation with a free fibula flap and interpositional bone grafting after a mandibulectomy: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2013; 109(373-377).
14. Bodard A, Salino S, Desoutter A. Assessment of functional improvement with implant-supported prosthetic rehabilitation after mandibular reconstruction with a microvascular free fibula flap: A study of 25 patients. *J Prosthet Dent.* 2015; 113(140-145).
15. Curtis D, Plesh O, Hannam A. Modeling of jaw biomechanics in the reconstructed mandibulectomy patient. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(167-173).
16. Ishida S, Shibuya Y, Kobayashi M. Assessing stomatognathic performance after mandibulectomy according to the method of mandibular reconstruction. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015; 44(948-955).
17. Krimel M, Hoffmann J, Zerfowski M. Central resorption in an iliac crest transplant with microvascular anastomosis – report of 2 cases. *J Cranio-Maxillofac Surgery.* 2003; 31(176-178).
18. Chiapasco M, Colleti G, Romeo E. Long-term results of mandibular reconstruction with autogenous bone grafts and oral implants after tumor resection. *Clin Oral Impl Res.* 2008; 19(1074-1080).
19. Foley B, Thayer W, Honeybrook A. Mandibular Reconstruction Using Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing: An Analysis of Surgical Results. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013; 71(e111-e119).
20. Schneider R, Fridrich K, Funk G. Complex mandibular reconstruction after a partial mandibulectomy with a fibula free graft: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2013; 110(223-227).
21. Zou D, Huang W, Wang F. Autologous ilium grafts: long-term results on immediate or staged functional rehabilitation of mandibular segmental defects using dental implants after tumor resection. *Wiley Periodicals.* 2013.
22. Cantor R, Curtis T. Prosthetic management of edentulous mandibulectomy patients. Part II. Clinical procedures. *J Prosthet Dent.* 1971; 25(546-555).

23. Bhochhibhoya A, Sahakya P, Mathema S. Simplified technique for the prosthodontic rehabilitation of a patient with a segmental mandibulectomy with a hollow cast partial dental prosthesis: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2016.
24. Rodby K, Turin S, Jacobs R. Advances in oncologic head and neck reconstruction: Systematic review and future considerations of virtual surgical planning and computer aided design/computer aided modeling. *J Surgical Reconstruction.* 2014; 67(1171-1185).
25. Cheung L, Leung A. Dental Implants in reconstructed jaws Implant longevity and peri-implant tissue outcomes. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003; 61(1263-1274).
26. Ross M. *Histología texto y atlas a color con biología celular y molecular.* 5th ed. Buenos Aires: Medica Panamericana; 2008.
27. Drake R. *Gray's Anatomy.* 2nd ed.: Elseiver; 2006.
28. Wong R, Tideman H, Merckx M. The modular endoprosthesis for mandibular body replacement - Part 1: Mechanical testing of the reconstruction. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial surgery.* 2012;(e479-e486).
29. Frost H. The mechanostat. a proposed pathogenetic mechanism of osteoporoses and the bone mass effects of mechanical and non mechanical agents. *Bone Miner.* 1987; 2(73-85).
30. Zhou L, Shang H, Feng Z. Prototyped flexible grafting tray for reconstruction of mandibular defects. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2011; 50(435–439).
31. Cano J, Campo J, Palacios B. Mecanobiología de los huesos maxilares. I. Conceptos generales. *Av. Odontoestomatol.* 2007; 23 (6)(347-358).
32. Ertem S, Uckan S, Ozden U. The comparison of angular and curvilinear marginal mandibulectomy on force distribution with three dimensional finite element analysis. *J Cranio-Maxillo-Facial Surg.* 2013; 41(e54-e48).
33. Iizuka T, Hafliger J, Seto I. Oral rehabilitation after mandibular reconstruction using an osteocutaneous fibula free flap with endosseous implants. Factors affecting the functional outcome in patients with oral cancer. *Clin. Oral Impl. Res.* 2005; 16(69 - 79).
34. Tarsitano A, Del Corso G, Ciocca L. Mandibular reconstructions using computer-aided design/computer-aided manufacturing: A systematic review of a defect-based reconstructive algorithm. *J Cranio-Maxillo-Facial Surg.* 2015; 43(1785-1791).
35. Wong R, Tideman H, Merckx M. The modular endoprosthesis for mandibular body replacement. Part 2: Finite element analysis of endoprosthesis reconstruction of the mandible. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial surgery.* 2012;(e487-e497).

36. Blanchaert R, Harris C. Microvascular Free Bone Flaps. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin.* 2005; 13(151-171).
37. Holmes J, Wesson R. Dental Implants After Reconstruction with Free Tissue Transfer. *Oral Maxillofac Surg Clin N Am.* 2010; 22(407-418).
38. Wells M. Mandibular Reconstruction Using Vascularized bone graf. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996; 54(883-888).
39. Bianchi B, Copelli C, Ferrari S. Free flaps: Outcomes and complications in head and neck reconstructions. *J Cranio Maxillofac Surgery.* 2009; 37(438-442).
40. Ide Y, Matsunaga S, Harris J. Anatomical examination of the fibula digital imaging study for osseointegrated implant installation. *Journal of Otolaryngology - Head and Neck Surgery.* 2015; 44(1-8).
41. Ciocca L, Corinaldesi G, Marshetti C. Gingival hyperplasia around implants in the maxilla and jaw reconstructed by fibula free flap. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2008; 37(478–480).
42. Zhou L, Wang P, Hang H. Prototyped grafting plate for reconstruction of mandibular defects. *J Cranio-Maxillo-Facial Surg.* 2014; 42(1723-1729).
43. Kimura A, Nagasao T, Kaneko T. Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. *J Cranio-Maxillofac Surg.* 2006; 34(193-200).
44. Geng J, Yang W, Xu W. *Application of the finite element method in implant dentistry* : Springer; 2008.
45. Schliephalce H, Neukam F, Schmelzeisn R. Long-term results of endosteal implants used for restoration of oral function after oncologic surgery. *Int. J. Oral MaxilloJitc. Surg.* 1999; 28(260 -265).
46. Watzinger F, Ewers R, Henninger A. Endosteal implants in the irradiated lower jaw. *J Cranio-Maxillofac Surg.* 1996; 24(237-244).
47. Holmes D. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol.* 1997; 23(104-111).
48. El-Anwar M, Ghali R, Abuelnagga M. 3D Finite element study on bar splinted implants supporting partial denture in the meconstructed mandible. *J Med Sci.* 2016; 15(4(1):164-171).
49. Internacional A. Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401) F136. , Subcommittee F04.12 on Metallurgical Materials; 2013.
50. Knoll W, Gaida A, Maurer P. Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular. *J Cranio - Maxillofacial Surgery.* 2006; 34(201-209).

51. Wu C, Lin Y, Liu Y. Biomechanical evaluation of a novel hybrid reconstruction plate for mandible segmental defects: A finite element analysis and fatigue testing. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*. 2017; 45(1671-1680).
52. Ferrario V, Sforza C, Serrao G. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil*. 2004; 31(18-22).
53. Pinheiro M, Alves J. The feasibility of a custom made endoprosthesis in mandibular reconstruction Implant design and finite element analysis. *J Cranio-Maxillo-Facial Surg*. 2015; 43(2116-2128).
54. Tie Y, Wang D, Ji T. Three-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical effects of human mandibular reconstruction with autogenous bone grafts. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2006; 34(290-298).
55. Vollmer D, Meller U, Joos U. Experimental and finite element study of a human mandible. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2000; 28(91-96).
56. Standlee J, Caputo A, Ralsh J. Stress Trajectories Within the Mandible Under Occlusal Loads. *J Dent Res*. 1977; 56(1297-1302).
57. Schuller-Gotzburg P, Pleshchberger M, Rammerstorfer F. 3D-FEM and histomorphology of mandibular reconstruction with the titanium functionally dynamic bridging plate. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg*. 2009; 38(1298-1305).
58. Li P, Shen L, Li J. Optimal design of an individual endoprosthesis for the reconstruction of extensive mandibular defects with finite element analysis. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*. 2014; 42(73-78).