



**Facultad de Medicina**  
Clínica Alemana - Universidad del Desarrollo  
Odontología

**FLEXIÓN MANDIBULAR EN ESTRUCTURAS PROTESICAS FIJAS DE ARCO  
COMPLETO. UNA REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.**

**POR: ADOLFO JOCSAN IRIGOYEN GOMEZ**

Tesis presentada en la Especialidad de Implantología de la carrera de Odontología de la Facultad de Medicina Clínica Alemana Universidad del Desarrollo para optar al Título de Especialista en Implantología BucoMáxiloFacial.

**PROFESOR GUÍA**

Sr. Rodrigo Fernando Gutiérrez Pastene  
Especialista en Rehabilitación Oral

**Agosto 2018  
SANTIAGO**



## RESUMEN

**Palabras claves: "Flexión mandibular, estructuras fijas de arco completo, biomecánica de superestructuras mandibulares, carga mecánica sobre los aditamentos, stress en los implantes, stress en los sistemas de conexión"**

Objetivo: Se tiene como pretensión en este estudio adjuntar, contrastar y analizar la bibliografía correspondiente al fenómeno de flexión mandibular y su relación con las estructuras fijas de arco completo con el fin de definir y precisar rangos aplicables en la práctica clínica.

Materiales y Métodos: Se realizó una búsqueda bibliográfica en Medline/Pubmed para conseguir estudios in Vitro, in Vivo y Revisiones en el período 1950 – 2018 según criterios de inclusión previamente definidos, que contribuyeran a otorgar información acerca de flexión mandibular, estructuras fijas de arco completo mandibulares y su asociación al estrés generado sobre los implantes y supra estructuras.

|                                      |    |
|--------------------------------------|----|
| INTRODUCCIÓN.....                    | 5  |
| MARCO TEORICO .....                  | 7  |
| PLANTAMIENTO DEL PROBLEMA.....       | 17 |
| PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN.....       | 18 |
| JUSTIFICACIÓN.....                   | 19 |
| OBJETIVOS.....                       | 20 |
| METODOLOGÍA.....                     | 21 |
| DISCUSIÓN.....                       | 22 |
| CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES ..... | 26 |
| REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....     | 28 |

## INTRODUCCIÓN

La mandíbula es un importante hueso de la cara, se considera el hueso mas denso y prominente de esta región anatómica, consta de un cuerpo y dos ramas dispuestas de manera vertical y ascendente, esta anatomía única la hace susceptible a deformaciones biomecánicas. La flexión mandibular se define como "el cambio en la forma de la mandíbula causado por la contracción de los músculos pterigoideos durante los movimientos de apertura y protrusión"<sup>(1)</sup> y puede afectar el comportamiento biomecánico, el ajuste pasivo y el pronóstico a largo plazo de la rehabilitación si no se considera.<sup>(2)</sup>

Varios estudios han demostrado que la deformación de la mandíbula se produce tanto en sujetos dentados<sup>(3)</sup> y desdentados<sup>(4)</sup>, durante los movimientos activos de la mandíbula. Hylander describió cuatro tipos de deformación en la sínfisis mandibular.<sup>(5)</sup> Ellos eran: 1) Flexión sinfisiaria asociada a una convergencia medial (o aproximación corporal); 2) Corte o cizalla dorsoventral; 3) Rotación corporal; 4) Cizalla anteroposterior.

En personas con dientes naturales el ligamento periodontal permite el movimiento fisiológico del diente dentro de su alveolo<sup>(6)</sup>, siendo el principal factor involucrado en la prevención de un aumento del estrés y por lo tanto la tensión, evitando que se genere así pérdida ósea alrededor de los dientes<sup>(7)</sup> debido a la flexión mandibular durante los movimientos funcionales u otros tipos de movimientos de la mandíbula.

Un paciente desdentado total resulta en una situación completamente diferente, al ser rehabilitado mediante un prótesis fija sobre implantes, se crea una estructura rígida que une dos o más implantes en una sola unidad. Esto provoca un efecto de palanca y diferentes fuerzas de flexión que aumentan o modifican la distribución del stress óseo alrededor de los implantes<sup>(8)</sup>, sumado a la flexión mandibular durante los movimientos mandibulares con o sin carga oclusal.

En la actualidad existen diferentes enfoques para el diseño de supra estructuras protésicas, estas pueden ser fabricadas como un estructura única o seccionada según la cantidad y disposición de los implantes.<sup>(9)</sup> Al decidir utilizar una estructura única, se está priorizando por un diseño que tiene por objetivo distribuir el estrés de manera uniforme entre los implantes ferulizados, sin embargo con este esquema la flexión mandibular no puede ser contrarrestada, creando así momentos de flexión que aumentan de igual manera el estrés óseo alrededor de los implantes.<sup>(10)</sup>

Por lo tanto, para un mejor pronóstico a largo plazo y resultados mas favorables de las prótesis implanto soportadas, se hace necesario reducir o contrarrestar los efectos de la flexión mandibular <sup>(11)</sup>. Numerosos diseños han sido sugeridos para la confección de este tipo de prótesis en mandíbula para mejorar la distribución del estrés.<sup>(12)</sup>

A continuación revisaremos algunos de los conceptos mas importantes asociados al fenómeno de flexión mandibular, valorado desde un punto de vista embriológico, muscular y biomecánico para posteriormente analizar los diferentes diseños propuestos en la literatura para la confección de supraestructuras y lograr recomendaciones clínicas que sean practicas, útiles y aplicables a la clínica.

## MARCO TEORICO

La rehabilitación de los arcos parcial y totalmente edéntulos mediante terapia de implantes se encuentra debidamente respaldada por evidencia científica, tratándose de un tratamiento predecible y seguro, con resultados favorables en el corto, mediano y largo plazo.<sup>(13)</sup> Sin embargo, sabemos desde hace un tiempo que la flexión mandibular existe <sup>(14)</sup> y esta afecta de manera directa la cantidad de tensión transmitida a la interfase hueso - implante <sup>(15)</sup>, debiendo ser considerada al momento de diseñar las rehabilitaciones de nuestros pacientes, por lo tanto, analizaremos la literatura a la fecha en diversos puntos, desde los procesos embriológicos que toman lugar para la formación de la mandíbula, hasta los conceptos de biomecánica y de diseño de estructuras fijas de arco completo mandibulares.

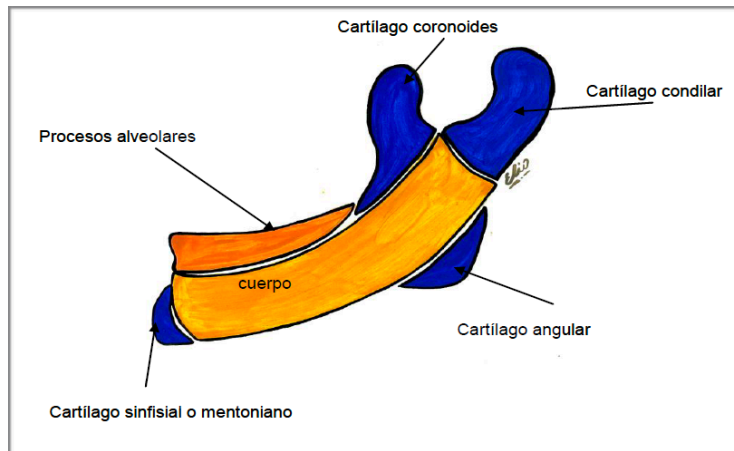
La mandíbula es un hueso único, se encuentra unida al resto del craneo por un par de articulaciones sinoviales, llamadas articulaciones temporomandibulares. En la mandíbula se distingue un cuerpo y un par de ramas ascendentes a cada lado, en el cuerpo mandibular se encuentran los procesos alveolares, los cuales dan soporte a los dientes y permiten su sostén. En pacientes adultos, luego de la pérdida dentaria estos procesos sufren una regresión, atrofiándose.

<sup>(16)</sup>

En la dentición natural, el estrés generado por la flexión mandibular puede ser compensado por la adaptación del ligamento periodontal.<sup>(6-7)</sup> Sin embargo, este estrés en una prótesis fija con implantes se transmite alrededor del hueso mandibular y podría inducir aumentos de estrés en la prótesis y los pilares relacionados con el implante, causando daño en la interfaz hueso-implante, especialmente en implantes posteriores, pérdida ósea alrededor del implante, pérdida de la fijación del implante, fractura del material y / o pérdida de la retención de las restauraciones.<sup>(11)</sup>

## Embriología:

A partir de la tercera semana de vida se produce la gastrulación, inducida por una migración de poblaciones celulares<sup>(17)</sup> con la consecuente formación de las capas fundamentales del embrión (ectodermo, mesodermo y endodermo). A partir de la cuarta semana fetal se forma el primer arco faríngeo, donde encontramos los primeros esbozos del proceso mandibular, que dará origen al labio inferior, mentón y mandíbula<sup>(18)</sup>. Aquí también encontramos el cartílago de meckel, que servirá como una guía para la posterior osificación de mandíbula.<sup>(19)</sup> Ambos cartílagos, derecho e izquierdo se encuentran en la línea media, posteriormente se reabsorben gradualmente, siendo reemplazados por una extensión de la osificación del hueso que está alrededor de él.



Cada mitad es osificada desde un centro que aparece en la proximidad del agujero mentoniano, quedando en el centro un canal abierto donde se aloja el paquete vásculo nervioso y los gérmenes dentarios en desarrollo. A las 12 semanas de gestación aparecen otros centros de cartílago para la

osificación endocondral de las ramas mandibulares, existiendo cuatro: El Coronoideo, el incisivo, el condíleo y el angular.<sup>(20)</sup> Los sitios donde aparecen estos cartílagos secundarios es donde tomarán inserción los músculos masticadores.

Durante el desarrollo fetal ambas mitades de la mandíbula se encuentran unidas por una sinfisis fibrocartilaginosa, llamada sincondrosis.<sup>(21)</sup> Al tercer mes de vida extra uterina se osificará dando lugar a la sinfisis mentoniana. Se describe a la mandíbula con un mecanismo de osificación yuxtaparacondral, de origen mixto.<sup>(22)</sup>

## **Musculatura:**

Los músculos de la masticación, así como los músculos de la expresión facial, se unen en varios puntos en el cuerpo y la rama de la mandíbula. Los músculos de la masticación son responsables de la elevación y depresión de la mandíbula. Aquellos responsables de la elevación de la mandíbula son el temporal, el masétero y el pterigoideo medial. Los músculos principalmente responsables de la depresión mandibular son el pterigoideo lateral, el digástrico y el milohioideo. Los músculos depresores se insertan en la mandíbula de tal manera que esta se deforma, en relación a su naturaleza elástica.<sup>(23)</sup>

El músculo macetero es uno de los mas potentes del cuerpo humano, se extiende desde el arco cigomatico hasta la superficie inferior del ángulo de la mandíbula, dividido en una porción superficial y otra profunda. Su porción profunda ejerce una fuerza puramente vertical, a diferencia de la porción superficial que ademas tiene in componente anterior, siendo este un músculo elevador mandibular.

El temporal es un músculo con forma de abanico, la región de inserción superior esta determinada por la denominada fosa temporal. Se divide en tres porciones, la media y posterior del músculo se insertan en el ápice de la apofisis coronoide y posterior hasta la zona mas profunda de la escotadura mandibular. Las fibras superficiales de la porción anterior se insertan en el ápice de la apofisis coronoide, en su cara anterior y en la cara anterior de la rama mandibular, mientras que las fibras inferiores se insertan en la cara medial la rama. Su función principal es ser un elevador mandibular, sin embargo sus fibras mas oblicuas y posteriores podrían tener una función estabilizadora y de retrusión.

Uno de los principales músculos asociados al fenómeno de la flexión mandibular es el Pterigoideo Medial <sup>(24)</sup>, es un potente músculo de forma rectangular, podría considerarse un homologo del músculo masetero pero en la porción interna de la rama ascendente. Se origina en al fosa pterigoidea, y transcurre principalmente de manera descendente y posterior y en dirección

lateral para insertarse en la superficie medial del ángulo mandibular, se trata de un área triangular que va entre el ángulo y el surco milohioideo. Se considera un músculo elevador de la mandibular sin embargo también es importante en los movimientos de desviación lateral.

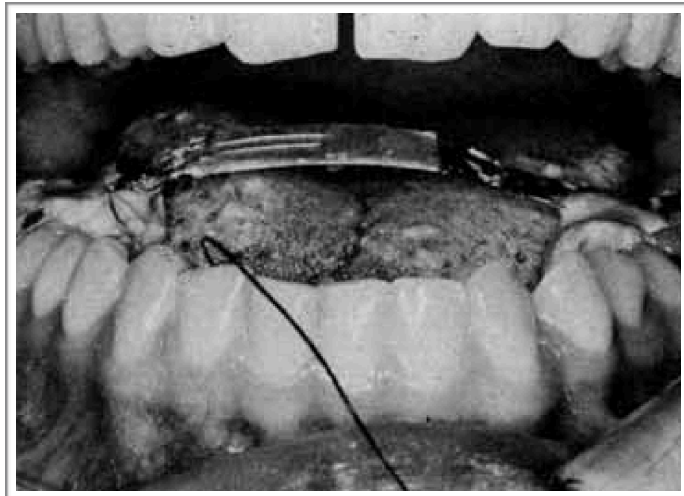
El pterigoideo lateral consta de dos porciones, una superior y otra inferior, las dos están separadas en su origen pero se unen justo enfrente de la ATM. Las fibras de la porción superior se insertan principalmente en la fosa pterioidea, sin embargo se describen fibras que también se insertan en la parte anteromedial de la cápsula y el disco articular. Durante el cierre de la boca ambas porciones experimentan una contracción excéntrica, ya que el cóndilo vuelve hacia atrás. En estas condiciones, el músculo pterigoideo hace de estabilizador de la articulación controlando los movimientos del cóndilo.

Aparte de los músculos mencionados anteriormente, denominados masticatorios, intervienen otros músculos para promover la apertura bucal, deglución, movimiento de lengua, etc. Dentro de este grupo encontramos al digástrico, que al traccionar la mandíbula hacia atrás y hacia abajo actúa durante los movimientos de apertura y de retrusión. El milohioideo participa en la deglución elevando el hueso hioides y la lengua, sin embargo también resulta importante en la dinámica mandibular ya que actúa como depresor de la mandíbula. El Geniohioideo también funciona como depresor mandibular y el omohioideo parece no presentar mayor influencia sobre la mandíbula.

### **Biomecánica:**

La Biomecánica es la aplicación de principios mecánicos (estática, resistencia de materiales y análisis de estrés) a la solución de problemas biológicos de organismos vivos.<sup>(25)</sup> Una de las acepciones de este termino según el Glosario de Términos de Prostodoncia <sup>(26)</sup> es: “El estudio de la biología desde un punto de vista funcional y mecánico”. En el caso de la mandíbula, su comportamiento elástico bajo cargas mecánicas responde a características particulares, como por

ejemplo su forma de herradura, inserciones musculares posteriores, elasticidad ósea, anisotropía, conformación titular homogénea, entre otros.



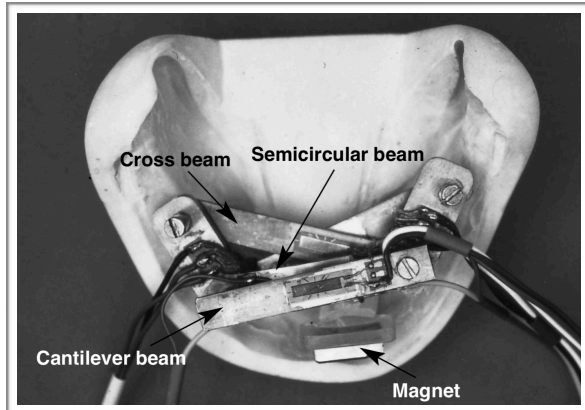
Las primeras investigaciones orientadas al análisis de la biomecánica mandibular fueron realizadas en el año 1964 por el doctor Osborn<sup>(27)</sup>, quien detectó una diferencia en el ancho de los arcos mandibulares en reposo en comparación a los momentos de máxima apertura, luego en el año 1970 los doctores Burch y Borchers diseñaron un dispositivo que les permitió registrar de manera mas precisa

los cambios en el ancho de la mandíbula al ejecutar movimientos.<sup>(28)</sup>

Este primer dispositivo consistía en una tira de cobre y berilio, los cuales iban con un acero de 6.5 milímetros de ancho, ligeramente inclinados hacia vertical a través del arco mandibular, siendo encajado en los primeros molares derecho e izquierdo. Luego de cementado el aparato era ligado a un polígrafo. Como la mandíbula sufría distorsiones, se generaba un cambio en la distancia lineal entre los primeros molares, por lo tanto la curvatura del arco con el metal de cobre de berilio al interior también cambiaba. Esta distorsión dentro de los medidores de tensión generaba una activación, produciendo una deflexión de la aguja del polígrafo.

Mediante este método se evaluó a 10 sujetos, quienes mostraron disminuciones en el ancho del arco mandibular durante el movimiento desde la posición de reposo. La magnitud media de la deformación fue de 0.610 mm en protrusión, 0.438 mm en apertura, 0.243 mm en lateralidad derecha, y 0.257 mm en lateralidad izquierda.<sup>(28)</sup>

El año 1984 el doctor Hylander <sup>(5)</sup> realizó un estudio en primates, su intención era probar varias hipótesis sobre el estrés sinfisario. La tensión ósea se registró en seis ejemplares adultos durante masticación, incisión y mordida isométrica. La tensión del hueso sinfusal también fue grabada durante el bostezo, lamer y comportamientos de amenaza.

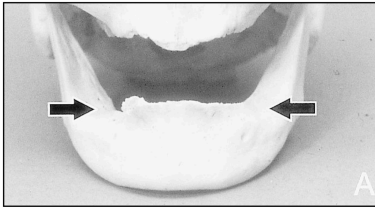


Sus resultados confirmaban los hallazgos de investigadores anteriores<sup>(28)</sup>, sugiriendo que durante la masticación la sínfisis mandibular del macaco sufría un estrés por cizallamiento dorsoventral. Este patrón de flexión a nivel de sínfisis fue asociado a la actividad del músculo pterigoideo durante el apriete dentario en fuerza.

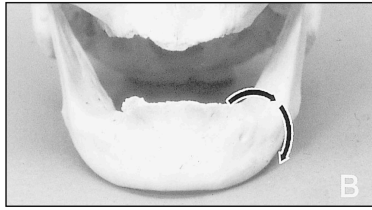
De acuerdo con esta hipótesis, la fuerza del músculo pterigoideo lateral causa que las dos mitades de la mandíbula sean traccionadas para unir las, lo que resulta en una flexión de la sínfisis.<sup>(5)</sup>

En la actualidad estos métodos de diagnóstico han sido mejorados, logrando ser aplicados de manera directa sobre los implantes, mediante la utilización de transductores. El año 2000 se realiza un estudio similar, donde el dispositivo llevaba una serie de vigas calibradoras de metal, elegidas para evitar la interferencia magnética con el kinesiógrafo utilizado para controlar la posición de la mandíbula.<sup>(29)</sup> El kinesiógrafo fue capaz de trazar la mandíbula simultáneamente mientras se movía libremente en los planos frontal, sagital y coronal y empleó un imán montado en la región del incisivo mandibular y una serie de sensores extraorales.<sup>(30)</sup>

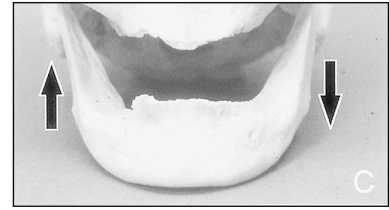
Mediante este método los investigadores determinaron que la deformación mandibular ocurre inmediatamente al comienzo del movimiento y está relacionada con el grado de apertura. En ese sentido concluyeron que la apertura de la mandíbula y las excursiones laterales hacen que la mandíbula se deforme en 3 direcciones, es decir, convergencia medial, rotación corporal y cizalla dorsoventral. La rotación corporal y la cizalladura dorsoventral no se habían reportado antes en sujetos humanos.<sup>(30)</sup>



**Fig 1a** Mandibular deformation: medial convergence.



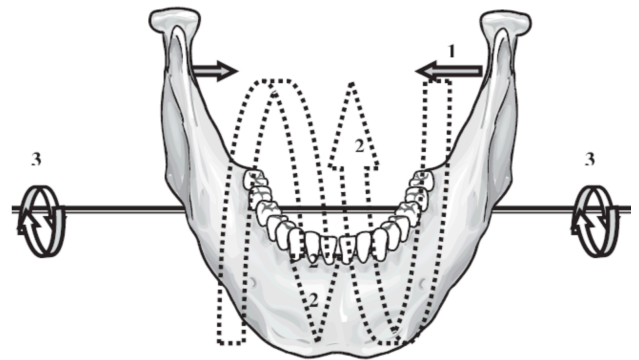
**Fig 1b** Corporal rotation.



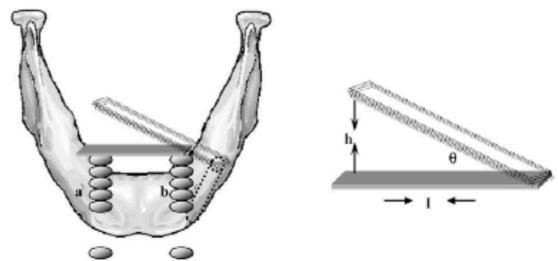
**Fig 1c** Dorsoventral shear.

Algunos autores integran un cuarto fenómeno en la clasificación:

- **Aproximación Medial:** Se trata del patrón de flexión mandibular mas admitido en la literatura <sup>(5)</sup>, se define como un cambio de la amplitud o del ancho mandibular durante su función. Se sugiere que la mandíbula es relativamente estable hasta los agujeros mentonianos, posterior a esta zona presenta un movimiento considerable hacia la zona media, reduciendo su ancho. Sin embargo se sabe que la cantidad de flexión dependerá del volumen y densidad ósea del individuo.



- **Rotación corporal:** Se produce durante la rotación del cuerpo de la mandíbula, situación en que las hemiarcadas se giran hacia el exterior. La fuerza resultante provoca el estrechamiento del arco dental. Al realizar pruebas en pacientes con implantes se logro evidenciar que a nivel de premolares, la cabeza de estos cambiaba su ubicación en el plano transversal.



- **Flexión sinfisaria:** Asociado a la convergencia medial o aproximación corporal: este tipo de tensión se asocia con la contracción del músculo pterigoideo lateral, durante los movimientos de apertura de la mandíbula. Otros lo definen como el movimiento en el cual la mandíbula se retuerce hacia el lado de trabajo y se flexiona en el plano parasagital sobre el lado de balanceo durante el golpe de masticación y la masticación molar unilateral. Se ha documentado la torsión del cuerpo mandibular distal a los agujeros mentonianos en estudios de animales y humanos<sup>(3)</sup>
  
- **Cizalla:** Es el movimiento de las dos mitades de la mandíbula entre sí en el plano vertical y se clasifican en dos subtipos:
  - A. Cizalla dorsoventral: Este produce una fuerza de corte en el plano sagital. Es el resultado de los componentes verticales de las fuerzas musculares del pterigoideo lateral y las fuerzas de reacción en los cóndilos. La magnitud de la fuerza de corte depende de los puntos de aplicación.
  
  - B. Cizalla anteroposterior: Se produce como resultado de la contracción de los componentes laterales de la elevación de la mandíbula músculos, el momento de flexión aumenta desde la parte posterior a la región anterior.

## **Implantología**

En el ámbito implantológico los factores que se consideran relevantes para la generación del fenómeno de flexión mandibular son: La calidad y cantidad ósea; Ubicación y número de implantes; Técnica de impresión seleccionada y Diseño de prótesis propuesta.<sup>(31)</sup>

Si bien el uso de diseños de prótesis seccionales en superestructuras de 2 o 3 piezas a través de la región sínfisis ha sido sugerido para minimizar el efecto de la flexión mandibular y el estrés óseo

periimplantario<sup>(32)</sup>, otros estudios han encontrado valores de estrés más pequeños para superestructuras únicas en comparación con las seccionadas. <sup>(33)</sup>

Algo a tener en consideración es que independiente del diseño de las estructuras, para tener flexión mandibular, es necesaria la activación de la contracción muscular masticatoria, ya sea durante la masticación o los movimientos mandibulares sin oclusión dental.<sup>(34)</sup> En este sentido, diferentes estudios han descrito la relación entre flexión mandibular y apertura, protrusión y movimientos mandibulares laterales, y algunos de ellos muestran que el movimiento de protrusión produce la mayor deformidad mandibular.<sup>(28)</sup>

Para evaluar la distribución de la tensión en el hueso periimplantario, recientemente se han propuesto nuevos modelos tridimensionales de elementos 3D, utilizando métodos de elementos finitos como una técnica de cálculo y análisis, siendo ampliamente utilizado en la literatura dental para evidenciar stress, tensión y comportamiento de superestructuras en diferentes situaciones.<sup>(32)</sup>

En el aspecto de la flexión mandibular los nuevos estudios han evidenciado ciertas dificultades técnicas, como por ejemplo la inclusión de variables no lineales.<sup>(35)</sup> Por ejemplo, sabemos que durante los movimientos mandibulares, los cóndilos giran, pero también pueden desplazarse, siendo esto completamente diferente en cada paciente, haciendo muy difícil la extrapolación de datos para la generación de recomendaciones clínicas. Esto mismo ocurre al intentar considerar los ligamentos y las estructuras de la articulación temporomandibular durante el fenómeno.

Teniendo en cuenta las limitaciones de estos estudios, algunos autores han podido concluir que la flexión mandibular ocurre mayormente durante la carga unilateral y movimientos de protrusión <sup>(32)</sup>, situaciones en que se transmite una tensión adicional en la interfaz hueso-implante. Sin embargo, otros autores consideran que la cantidad de stress inducida por la flexión mandibular puede no ser lo suficientemente significativa como para estimular el remodelado óseo alrededor de los implantes.<sup>(36)</sup>

Otra línea de investigación asociada a este tema es la que tiene relación con el material de la superestructura y la tensión generada, doctor Constance Law concluye en su estudio que la rigidez de el material de la supra estructura no era significativo en la fuerza resultante, especialmente si el implante podía soportar la carga completa que se le aplicaba.<sup>(37)</sup> Por el contrario, otros autores argumentan que materiales con mayor rigidez protegen la estructura de este fenómeno, generando una reducción de la tensión transmitida al tornillo protésico.<sup>(38)</sup>

## **PLANTAMIENTO DEL PROBLEMA**

En la literatura actual podemos encontrar múltiples estudios enfocados en cuantificar la tensión a la que se ven sometidos los implantes en diferentes circunstancias, algunos estudios que destacan son los ya clásicos análisis del stress en relación a la cantidad y calidad ósea, al diseño de los implantes, al número y distribución de los mismos, incluso asociados a la presencia de cantilevers y super estructuras.

Cada vez son más los estudios enfocados en medir el fenómeno de flexión mandibular en la terapia de implantes, situación que toma mayor relevancia al rehabilitar esta zona mediante estructuras fijas de arco completo. De ahí que surge la necesidad de realizar una puesta al día sobre conceptos útiles en un área en constante evolución, como lo es la implantología y en este caso en particular, sobre la flexión mandibular y su repercusión en rehabilitaciones de arco completo.

## **PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN**

En relación a los aspectos planteados anteriormente surge la siguiente pregunta de investigación bajo la cual se enmarca la presente revisión bibliográfica.

**¿QUÉ SEÑALA LA EVIDENCIA CIENTÍFICA ACERCA DEL FENOMENO DE FLEXION MANDIBULAR Y QUE IMPLICANCIA APORTA AL DISEÑO DE LAS ESTRUCTURAS EN CASOS DE PROTESIS FIJAS TOTALES DE ARCO COMPLETO ?**

## JUSTIFICACIÓN

El uso de ciertos diseños protésicos ha sido recomendado en el pasado para minimizar los efectos de la flexión mandibular, por ejemplo mediante estructuras divididas a la altura de la sínfisis, sin embargo estos han sido propuestos a modo general, muchos de ellos no considerando las características individuales de cada paciente por la dificultad técnica que esto representa en la práctica.

La Justificación de esta revisión nace en la necesidad de evaluar y valorar el fenómeno de flexión mandibular, como una manera de tomar decisiones de tratamiento adecuadas en aquellos casos en que se propone la colocación de múltiples implantes para la realización de arcos completos.

Este estudio pretende incluir una amplia variedad de aspectos, algunos de los cuales han sido utilizados en la literatura de manera reciente, gracias a nuevas tecnologías y mecanismos de análisis de datos, como por ejemplo el análisis de elementos finitos.

## **OBJETIVOS**

### GENERAL

Adjuntar, contrastar y analizar los resultados de investigaciones in vitro, in vivo y revisiones concernientes al fenómeno de flexión mandibular.

### ESPECÍFICOS

1. Definir rangos de flexión mandibular normal en la población
2. Precisar la relación que pudiese existir entre el fenómeno de flexión mandibular y las rehabilitaciones de arco fijo completo.
3. Determinar las acciones clínicas óptimas para evitar complicaciones biomecánicas de las rehabilitaciones de arco fijo completo.

## METODOLOGÍA

El diseño de estudio utilizado es una revisión narrativa en la cual se realiza una síntesis comprensiva de información publicada anteriormente sobre flexión mandibular. El objetivo es proporcionar una puesta al día sobre conceptos útiles en un área en constante evolución, como lo es la implantología y en este caso en particular, sobre la flexión mandibular y su repercusión en rehabilitaciones de arco completo.

Las fuentes de información consultadas para la presente investigación corresponden a fuentes primarias de publicaciones de estudios experimentales in vitro e in vivo.

Dentro de las fuentes analizadas para la búsqueda electrónica se encuentra la siguiente base de datos:

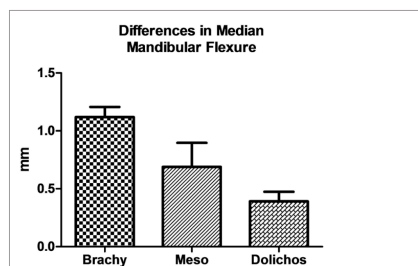
- Pubmed: <http://www.pubmed.com>

## DISCUSIÓN

El comportamiento elástico de la mandíbula se encuentra debidamente estudiado por diferentes autores, (23, 24, 28) las primeras investigaciones comenzaron hace más de seis décadas, pudiendo desde ese entonces evidenciar las diferencias en el ancho de la arcada durante los distintos movimientos funcionales.

La existencia de patrones o biotopos faciales hacía suponer que el comportamiento de la mandíbula frente a ellos sería distintos, la fuerza muscular que puede producir un sujeto braquifacial es superior en comparación a un sujeto dolicofacial,(39) esta hipótesis fue demostrada en el trabajo de Prasad el año 2014, mediante el análisis de impresiones mandibulares constató que el grado de flexión de la mandíbula durante movimientos de apertura era diferente según el patrón facial del sujeto estudiado, la medición fue realizada a la altura de molares obteniendo los siguientes valores:

- Braquifaciales: 1.12 mm
- Mesofaciales: 0.69 mm
- Dolicofaciales: 0.39 mm



Esta mayor capacidad muscular se asocia a una carga mecánica superior de la mandíbula. Esto puede causar una inducción de crecimiento sutural y aposición de hueso que luego resulta en un aumento transversal del tamaño de la mandíbula y las bases óseas para los arcos dentales.(40)

En esta misma línea Pronsén et al. concluyó que sujetos con patrones faciales verticales presentaban músculos maseteros y pterigoideos mediales significativamente más pequeños que la media.

Otros autores como Shinkai han descartado un efecto significativo del patrón facial vertical en la flexión mandibular y no apoyó la hipótesis de que el máximo de fuerza oclusal y la flexión mandibular variarán en función de la verticalidad del patrón facial. Para su estudio utilizó impresiones, la flexión se midió calculando la variación de la distancia intermolar desde el reposo hasta la apertura máxima. La hipótesis que su equipo plantea es que el fenómeno de flexión sería el resultado de muchos más factores contribuyentes, y no solo de la morfología cráneofacial.<sup>(41)</sup>

En la literatura también encontramos autores que sugieren que el músculo pterigideo lateral no es lo suficientemente fuerte como para inducir cambios en el ancho de la mandíbula al ser activado, sugieren en cambio una hipótesis diferente, en donde la resistencia estructural del hueso toma un rol mucho mas determinante, en detrimento de la musculatura cuando se realizan aperturas máximas.

La evidencia científica en relación a la asociación entre el estrés transmitido al hueso alrededor de los implantes producto de la flexión mandibular es escasa. Una de la razones para explicar esta situación es la dificultad que conlleva la observación y ejecución de análisis experimentales “in vivo” sobre este fenómeno.

En relación a los diferentes tipos de movimientos funcionales de la mandíbula existe un relativo consenso de que el movimiento de protrusión para cualquier ferulización de la arcada, es el que mayor estrés óseo periimplantario genera, seguido del movimiento de lateralidad y por último la apertura media.<sup>(10-36-42)</sup> Independientemente del tipo de ferulización y movimiento mandibular, los implantes en posiciones más distales presentan una mayor cantidad de estrés que los implantes mesiales o anteriores.

Otros factores que se proponen para tomar en consideración son la edad, el género, la densidad ósea, fuerza muscular, altura del hueso a nivel de la sínfisis y el ángulo goniano inferior, aspectos que pudieran tener un rol sobre el fenómeno y que aun no han sido estudiados de manera conjunta.

La literatura es controversial al momento de tomar una definición respecto a la necesidad de segmentar arcos para rehabilitaciones totales mandibulares, el estudio sobre elementos finitos realizado por Fernandez y colaboradores, establece que la supraestructura de una sola pieza exhibe un mejor entorno biomecánico con valores más pequeños de estrés periimplantario óseo para todas las ubicaciones de implantes. <sup>(43)</sup> También concluye que en los diseños de arco completo los implantes que son sometidos a mayor stress son los posteriores, pero que la cantidad de estrés es significativamente menor a la que reciben en comparación a las estructuras seccionadas en dos y tres partes, por lo tanto se justifica las observaciones registradas por autores que promueven la ferulización completa de la estructura como una manera de repartir de mejor manera la fuerza y el stress a la que son sometidos los implantes.

En el caso de estructuras de 3 piezas, se produjeron valores de tensión ósea más altos alrededor de los implantes en los movimientos mandibulares excéntricos.<sup>(43)</sup> Según Fernandez el modelo en tres segmentos es el que presenta peor biomecánica para los pilares en movimientos de protrusión, siendo lo más significativo el estrés que reciben los pilares más anteriores o mesiales, el cual puede llegar a ser 7 veces mayor que el generado en una estructura única ferulizada.

Este resultado también respalda la teoría de que la ferulización rígida del arco mandibular completo puede proporcionar resistencia adicional, contrarrestando así los efectos de la flexión mandibular cuando existe un único marco posterior unilateral <sup>(44)</sup>. Esto concuerda con otros estudios de investigación que, al simular la oclusión en la máxima intercuspidadación, informan

que las supraestructuras ferulizadas son más efectivas para aliviar el estrés óseo periimplantario que las separadas <sup>(45)</sup>.

En contraste, identificamos otros estudios que han mostrado valores de estrés más pequeños y una mayor inhibición de las deformidades mandibulares con superestructuras de 3 piezas frente a las de 2 piezas <sup>(32)</sup> y también valores de estrés más pequeños en superestructuras separadas en la línea media en comparación con estructuras no separadas.

En relación a la flexión de la mandíbula y la supervivencia de los implantes, autores como Miyamoto sindicaron a este fenómeno como la primera causa de pérdida de implantes posteriores en prótesis mandibulares de arco completo. <sup>(46)</sup> Cuanto más distal sea la férula rígida desde un lado a otro, mayor es el riesgo de que la dinámica mandibular pueda influir en los implantes y por lo tanto en el pronóstico de las prótesis.

## CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Lograr el menor estrés posible en el sistema rehabilitador seleccionado sobre los implantes es uno de los objetivos principales del tratamiento desde un punto de vista mecánico.

Mediante una completa revisión de la literatura se corrobora la existencia de una relación entre la dinámica mandibular y la flexión mandibular, siendo por lo tanto un factor a considerar en la transmisión de estrés, tensión y deformación al hueso y por ende, asociable a las restauraciones protésicas realizadas en dicha localización, independiente si serán ejecutadas sobre diente o implantes.

La contracción del músculo pterigoideo lateral parece ser uno de los factores más importante para la deformación mandibular durante la función, en general se postulan cuatro patrones de deformación de la mandíbula: Flexión de la sínfisis, Aproximación Medial, Rotación corporal y Cizalla, ya sea dorsoventral o anteroposterior.

Dividir la supraestructura en dos piezas en la línea media mandibular podría disminuir el estrés durante la flexión de la sínfisis, pero no previene las fuerzas generadas por la rotación corporal y podría producir tensiones en el sistema prótesis-implante. Por lo tanto, dividir la estructura en tres partes tiene mejores ventajas para disminuir el efecto de la flexión mandibular, pero no para aliviar la tensión que recibirán los implantes en comparación a una estructura ferulizada.

Al ser la flexión mandibular un fenómeno comprobado y medible se hace lógico pensar que su presencia podría influenciar la precisión de las diferentes etapas del tratamiento, por ejemplo en la toma de impresión, afectando la posterior confección de la estructura y comprometiendo el ajuste pasivo de los pilares e implantes, añadiendo una tensión adicional al sistema. En este ámbito lo que se recomienda es una técnica de impresión que involucre la mínima activación de

los músculos de la masticación, como una manera de reducir este fenómeno para evitar comenzar el proceso de la rehabilitación mediante un modelo maestro impreciso.

El uso de una prótesis fija segmentada es una buena alternativa para compensar la flexión mandibular, proporcionando una adecuada estabilidad y retención de la prótesis sobre los implantes, sin embargo se consigue una mejor distribución de la fuerza a nivel de los implantes mediante la utilización de estructuras completas.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1.- W. D. Glanze, K. Anderson, and T. Myers, *Mosby's Medical Dictionary*, Mosby, Elsevier, St. Louis, Mo, USA, 2009.
- 2.- C. Law, V. Bennani, K. Lyons, and M. Swain, "Mandibular flexure and its significance on implant fixed prostheses: a review," *Journal of Prosthodontics*, vol. 21, no. 3, pp. 219–224, 2012.
- 3.- J. G. Burch, G. Borchers. Method for study of mandibular arch width change. *J Dent Res*. 49:463, 1970.
- 4.- B. M. Ischman. The influence of fixed splints on mandibular flexure. *J Prosthet Dent* 1976;35:643–647.
- 5.- W. L. Hylander. Stress and strain in the mandibular symphysis of primates: A test of competing hypotheses. *Am J Phys Anthropol* 1984;64:1–46.
- 6.- S. Elizalde, I. Moreno. Respuesta periodontal al movimiento ortodóntico. *Revista Oral*. 2002; 3(10):134-6.
- 7.- S. Guven. Et al. Evaluation of stress distributions in peri-implant and periodontal bone tissues in 3- and 5-unit tooth and implant-supported fixed zirconia restorations by finite elements analysis. *Eur J Dent* 2015;9:329-39.
- 8.- D. Bozkaya, S. MuftuS, A. Muftu. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004;92:523–30
- 9.- S. Nokar and R. Baghai Naini, "The effect of superstructure design on stress distribution in peri-implant bone during mandibular flexure," *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 25, no. 1, pp. 31–37, 2010.
- 10.- A. M. El-Sheikh, H. H. Abdellatif, P. G. T. Howell, and J. A. Hobkirl, "Midline mandibular deformation during non masticatory functional movements in edentulous subjects with dental implants," *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 22, no. 2, pp. 243–248, 2007.

- 11.- Hobkirk J A, Havthoulas T. The influence of mandibular deformation, implant numbers and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *J Prosthet Dent* 1998;80:169–174.
- 12.- C. Y. Paez, T. Barco, S. Roushdy, and C. Andres, “Split-frame implant prosthesis designed to compensate for mandibular flexure: a clinical report,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 89, no. 4, pp. 341–343, 2003.
- 13.- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The longterm efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1(1):11–25.
- 14.- De Marco TJ, Paine S. Mandibular dimensional change. *J Prosthet Dent* 1974;31:482–485.
- 15.- Hobkirk J A ,Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:319–328.
- 16.- Mendoza, G.; Morales, P.; Reyes, F.; Navarro, P.; Garay, I. & Olate, S. The alveolar bone high in posterior area of maxilla and the relation with tooth loss. *Int. J. Morphol.*, 31(3):822-825, 2013.
- 17.- Montiel, E. Montiel, J. F. Origen y migración de células troncales. *Int. J. Morphol.*, 30 (4): 1332-1337, 2012.
- 18.- Moore, K.L. *Embriología Básica. A. 3ª edición*, Editorial Interamericana, México D.F. 1992.
- 19.- Radlanski R.J., Renz H. Genes, forces, and forms: mechanical aspects of prenatal craniofacial development. *Dev Dyn.* 2006; 235(5): p. 1219-1229.
- 20.- Goret-Nicaise M, Dhem A. The mandibular body of the human fetus. Histologic analysis of the basilar part. *Anat Embryol (Berl)*. 1984;169(3):231-6.
- 21.- Williams PL. *Gray’s Anatomy*. 38th edition. Ed. Churchill Livingstone, London, 1995.
- 22.- Yeste F. Análisis descriptivo del Wala Ridge en la discrepancia ósea maxilomandibular en ortodoncia. Tesis doctoral. Fac. Odont. Univ. Complutense de Madrid. 2016.
- 23.- Omar R, Wise M D. Mandibular flexure associated with muscle force applied in the retruded axis position. *J Oral Rehabil* 1981;8:209–221.

- 24.- Gates GN, Nicholls JI. Evaluation of mandibular arch width change. *J Prosthet Dent.* 1981 Oct;46(4):385-92.
- 25.- Levy, J. H. *Biomechanics: Principles, Trends and Applications.* ISBN. 2010: 978-1-60741-394-3
- 26.- J. Biotti. A. Manns. C. Gonzalez. *The Academy of Prosthodontics. The Glossary of prosthodontics terms.* 7th Edition. Council of The Journal of Prosthetic Dentistry Editorial. Praire Village, Kan 1999.
- 27.- Osborne J, Tomlin H. Medial Convergence of the Mandible, *Br. Dent. J.* 117: 1 / 1-1 14, 1964.
- 28.- Burch J, Borchers. G. Method for Study of Mandibular Arch Width Change. *J Dent Res.* 49: 463. 1970.
- 29.- T. M. Van Eijden, "Biomechanics of the mandible," *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, vol. 11, no. 1, pp. 123-136, 2000.
- 30.- Abedel Latif, HH; Hobkirk, JA; Kelleway, J; Functional mandibular deformation in edentulous subjects treated with dental implants. In: (pp. p. 1081) (1997)
- 31.- Misch CE. *Dental implant prosthetics.* St. Louis: Mosby; 2005. p. 281-307.
- 32.- Alvarez A, Brizuela A, DeLlanos H, Gonzalez I. Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture? A 3-dimensional-model finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2014 Sep;112(3):508-14.
- 33.- Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:578-83.
- 34.- Canabarro S, Shinkai RS. Medial mandibular flexure and maximum occlusal force in dentate adults. *Int J Prosthodont* 2006; 19: 177-82.
- 35.- Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Implant Res* 2000; 11: 146-55.

- 36.- Horiuchi M, Ichikawa T, Noda M, et al: Use of interimplant displacement to measure mandibular distortion during jaw movements in humans. *Arch Oral Biol* 1997;42:185-188
- 37.- Law C, Bennani V, Lyons K, Swain M. Mandibular flexure and its significance on implant fixed prostheses: a review. *J Prosthodont*. 2012 Apr;21(3):219-24.
- 38.- Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2012;23 Suppl 6:22–38.
- 39.- Farias S, Custodio W, Faot F, Del Bel A, Matheus R. Chewing side, bite force symmetry, and occlusal contact area of subjects with different facial vertical patterns. *Braz Oral Res*. 2011 Sep-Oct;25(5):446-52
- 40.- Mathew CF, Elaine S, Chun-His C. Relationship between dental arch width and vertical facial morphology in untreated adults. *Eur J Orthod* 2008;30:288–94.
- 41.- Shinkai RS, Lazzari FL, Canabarro SA, Gomes M, Grossi ML, Hirakata LM, Mota EG (2007) Maximum occlusal force and medial mandibular flexure in relation to vertical facial pattern: a cross-sectional study. *Head Face Med*, 2: 3–18.
- 42.- Al-Sukhun J, Helenius M, Lindqvist C, Kelleway J. Biomechanics of the mandible Part I: Measurement of mandibular functional deformation using custom-fabricated displacement transducers. *J Oral Maxillofac Surg*. 2006; 64: 1015-22.
- 43.- Fernandez M. Dinámica y deflexión mandibular en la transmisión de estrés al hueso de soporte en prótesis fija implanto-soportada de arcada completa mandibular. Tesis Doctoral. Univ. de Oviedo. 2015
- 44.- Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-7.
- 45.- Guichet, D.L., Yoshinobu, D. & Caputo, A.A. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002. 87: 528–535.
- 46.- Miyamoto Y, Fujisawa K, Takechi M, Momota Y, Yuasa T, Tatehara S, Nagayama M, Yamauchi E. Effect of the additional installation of implants in the posterior region on the

prognosis of treatment in the edentulous mandibular jaw. Clin Oral Implants Res 2003; 14: 727-33.