

Deformación mandibular en función de sus movimientos y su densidad de masa ósea (Premio SEPES-GASCÓN, 2008)

Elena Martín Fernández¹

De acuerdo con el título, nuestro trabajo de investigación está diseñado para determinar la influencia real de la deflexión mandibular en las restauraciones protésicas fijas de arco completo; así como, su relación con la densidad de masa ósea y la dinámica mandibular. Para ello lo estructuraremos, de acuerdo con las etapas de cualquier investigación científica, en los apartados que a continuación citamos: **Nivel conceptual/teórico**. Se inicia con la observación de la realidad y la formulación de hipótesis teóricas para intentar hallar una explicación de lo observado. Es el apartado denominado estado actual del tema, que nos permitirá formular la hipótesis de trabajo y los objetivos a conseguir. **Nivel metodológico o de diseño**. En este nivel se diseña un plan y estrategia de investigación que permita contrastar la hipótesis de trabajo y alcanzar los objetivos propuestos. Se corresponde con el capítulo de material y metodología. **Nivel analítico/estadístico**. En él se analizan los datos obtenidos con el fin de admitir o rechazar la hipótesis de trabajo. Si el análisis revela que es preciso descartar la hipótesis inicial, ésta será descartada y se formulará una nueva. Si por el contrario el análisis de los datos no indica que la hipótesis pueda ser descartada, ésta es aceptada y se incorporará al conocimiento general. En resumen, comenzaremos por el nivel teórico o conceptual plasmado en el estado actual del tema que nos permitirá la formulación de la hipótesis de trabajo y los objetivos; continuaremos con el nivel metodológico en el capítulo dedicado a material y metodología, para finalizar con el análisis de los datos, resultados, su discusión y conclusiones. *J Int Prosthodont 2009;11:221-230.*

1. Introducción y motivación en la elección del tema

La deflexión mandibular es una deformación elástica caracterizada por la convergencia medial de las hemimandíbulas, debido fundamentalmente a la inserción de músculos y ligamentos en la rama y ángulo mandibular¹. Varios investigadores, como, Bruch y Borchers² o de Marco y PAINÉ³, han especulado con la posibilidad, de que esta deflexión puede ser causada por la contracción de los músculos pterigoideos laterales o externos.

Anteriormente, du Brul y Sicher en 1954⁴, señalaron que la contracción simultánea de los músculos pterigoideos externos (al menos en el plano frontal) durante la apertura y

protrusión de la mandíbula, ejercían una tracción hacia dentro de los cóndilos mandibulares. Esto tenía como consecuencia una flexión elástica de la mandíbula durante la cual se reducía la distancia entre las ramas ascendentes derecha e izquierda en el plano frontal.

Según Fischman^{5,6}, y en sintonía con sus investigaciones, la ocurrencia de esta deformación mandibular durante la actividad muscular masticatoria tiene implicaciones biomecánicas y protésicas importantes.

Desde el punto de vista protésico, la deformación o deflexión mandibular puede afectar a los dientes naturales durante la toma de impresiones; así, debido a la deflexión del arco mandibular, los dientes posteriores se lingualizan y rotan respecto a su posición de intercuspidación a medida que aumenta el grado de apertura de la boca². Por otro lado, la deflexión mandibular puede transmitir cargas mayores e inadecuadas a las restauraciones protésicas fijas posteriores de arco mandibular completo, siendo esta influencia mayor en las prótesis fijas implanto-soportadas de igual localización por la anquilosis de los implantes al hueso mandibular que no les permite ningún desplazamiento.

¹ Licenciada en Odontología por la Universidad de Oviedo en junio de 2006; máster en Rehabilitación Protésica y Oclusal Integral por la Universidad de Oviedo desde julio de 2008; Profesor Asociado de la misma Universidad desde enero de 2008.

Correspondencia: Clínica Universitaria de Odontología. Facultad de Medicina. Universidad de Oviedo. C/Catedrático José Serrano s/n. 33006 Oviedo (Asturias). e-mail: elenamf@telefonica.net

Como hoy en día cada vez es mayor la demanda de tratamientos protésicos fijos implanto-soportados y aunque se suelen evitar ferulizaciones extensas en la mandíbula por el procedimiento que sea, en muchos casos no es así y se hacen restauraciones de arco completo mandibular sin tener en cuenta la importancia de la deflexión mandibular, que puede ser la causa o una de las causas del fracaso de los implantes y de la restauración.

Como es un tema no suficientemente aclarado, sujeto a controversia, de importancia en prótesis implanto-soportada y necesitado de más evidencia científica, es la principal motivación para llevar a cabo este trabajo de investigación, con el propósito de valorar la relación existente entre la deflexión mandibular, la densidad de masa ósea y la dinámica mandibular.

2. Nivel teórico o conceptual: estado actual del tema

La mandíbula es un hueso impar en forma de U que constituye el esqueleto facial inferior. No dispone de fijaciones óseas al cráneo; está suspendida y unida al maxilar por medio de músculos, ligamentos y otros tejidos blandos que le proporcionan la movilidad necesaria para su función⁷.

Es por lo tanto, una estructura especializada, donde los músculos, las articulaciones temporo-mandibulares y los dientes trabajan sinérgicamente de forma compleja en la dinámica del aparato estomatognático⁸.

Por otro lado, la forma y estructura de cualquier hueso están relacionadas con su función y con las fuerzas que actúan sobre él. Así, la mandíbula humana, absorbe las fuerzas ejercidas por los músculos de la masticación transmitidas a través de los dientes en el contacto oclusal, de tal manera que la forma de la mandíbula sugiere que hay en ella, áreas reforzadas estructuralmente, que se explican por la necesidad de asegurar que el hueso resista con la menor o sin distorsión, las fuerzas a las que es sometido en su función normal.

En este sentido ya en 1869 se postularon las leyes de Wolff⁹, quién mostró que la arquitectura ósea se ve influenciada por la acción y la orientación de las fuerzas que sobre él actúan y desde entonces en el transcurso de los años se han estudiado nuevos y diferentes aspectos de las fuerzas, su relación y repercusiones.

Aun así, al principio la mandíbula fue tratada como una estructura rígida, no deformable e inflexible³; no obstante, autores como McDowell y Regli¹⁰ encontraron cambios significativos en la amplitud de arco mandibular en posiciones extremas de apertura; mostrando así que la mandíbula sufre deformación y por tanto, no puede ser considerada como un cuerpo rígido. Du Brul y Sicher⁴ y Weinman y Sicher¹¹ previamente habían sugerido que la orientación y disposición de las fibras musculares de los músculos pterigoideos externos al contraerse, aproximaban los cóndilos hacia la línea media produciendo deformación mandibular.

La deformación mandibular podría por tanto ser definida como el cambio dimensional que sufre la mandíbula cuando es sometido a fuerzas funcionales o no funcionales.

Muchos han sido los autores que han observado cambios

dimensionales de la mandíbula durante la actividad de los maxilares, como resultado de la acción de la musculatura masticatoria¹².

Estudios realizados en los últimos cincuenta años relatan que la deformación mandibular ocurre durante los movimientos de apertura, protrusión, lateralidades y retrusión¹³.

Para detectar este fenómeno, se han empleado distintos métodos que podríamos clasificar en: en técnicas intraorales y técnicas extraorales.

Las técnicas intraorales, diseñadas por los distintos investigadores para medir la cantidad de deformación mandibular, fueron empleadas en sujetos vivos dentados o con implantes oseointegrados, utilizando para ello calibradores, galgas, galgas tensionales o transductores^{1-3, 6, 8, 13, 15, 16, 18-21, 34}.

De la misma manera, las técnicas extraorales, fueron realizadas mediante comparación de modelos diagnósticos obtenidos de la toma de impresiones en distintas posiciones de apertura, en réplicas de mandíbula humana realizadas en distintos materiales (modelos fotoelásticos, modelos de composite, etc.) o mediante la modelización matemática de la mandíbula humana^{9, 10, 14, 17, 22, 23, 25, 32}.

En relación a las técnicas intraorales, en la literatura encontramos diversos mecanismos utilizados para la medición *in vivo* de la deformación mandibular, así en 1960 McDowell y Regli¹⁰, utilizaron galgas, para demostrar la existencia de un decremento de la amplitud del arco mandibular, en movimientos de apertura y protrusiva forzados a nivel de los segundos molares, encontrando valores de 0,4 mm para la disminución de amplitud de arco en movimientos de apertura forzada y 0,5 mm para movimientos protrusivos. En la misma línea, Burch y Borchers² con galgas cementadas en los primeros molares y conectadas a un polígrafo, incluyan los movimientos de excursión lateral de la mandíbula y encontraron una mayor disminución de arco para los movimientos protrusivos de 0,61 mm y de 0,24 mm para la lateralidad derecha. Asimismo de Marco y Paine³, con un sistema de galgas unidas con una barra calibrada y colocadas en los primeros molares midieron la cantidad de disminución de arco mandibular para los movimientos de apertura máxima encontrando que el rango de disminución del arco era de 0,6 a 1,5 mm. Y relataron que el cambio dimensional ocurrido está directa y linealmente relacionado con el grado de apertura. Osborne y Tomlin¹⁴, utilizando transductores para medir el movimiento medial mandibular en protrusiva y apertura, encontraron valores muy bajos de deformación, en el rango de 0,07 a 0,009 mm para estos dos tipos de movimiento a nivel de los molares mandibulares. Posteriormente en el año 2000 Chen y cols.¹³ estudian la deformación en movimientos de apertura mediante un transductor cementado bilateralmente en los primeros molares mandibulares y encontró que había un amplio rango de deformación mandibular comprendido desde 20 a 437 µm en apertura completa. Además en su estudio, se midió la densidad de masa ósea en la región sínfisal, ya que era considerada por este autor como un factor contribuyente de la deflexión mandibular. La densidad de masa ósea se observó por medio de un densímetro y radiografías laterales de cráneo; sus resul-

tados indican que esta región es el área más estable y que un incremento en la densidad de masa ósea disminuiría el grado de deflexión mandibular.

No obstante a lo largo de los años los sistemas empleados para la observación de la deformación mandibular, fueron sofisticándose buscando más allá de la simple deflexión medial mandibular en los movimientos de apertura y protrusiva en sujetos dentados. Así Omar y Wise¹⁵ relataron un aumento de amplitud del arco mandibular de 0,073 mm a nivel del primer molar al realizar movimientos de retrusión, utilizando un aparato denominado periodontómetro e interponiendo un Jig de Lucía. Fischman⁵ demostró con sus estudios que el arco mandibular disminuía en movimientos de apertura aproximadamente 0,86 mm. Posteriormente en 1990⁶ mostraría utilizando un sistema de galgas la existencia de un componente rotacional en la flexión mandibular; basándose en que la contracción de los músculos pterigoideos externos traccionía del cóndilo hacia una posición medial, pudiendo esta acción causar torsión del cuerpo mandibular.

En plena expansión de la indicación de implantes Hobkirk y Schwab¹⁶ en 1991 vieron la necesidad de medir la deformación mandibular en individuos con prótesis sobre implantes oseointegrados, colocando un transductor; en los movimientos de apertura máxima y lateralidad y encontraron que era de 0,032 a 0,16 mm en el movimiento de apertura máxima, y de 0,18 a 0,92 mm para lateralidades. Además sus resultados mostraban la existencia de un desplazamiento de los implantes asociado a los movimientos mandibulares.

Aunque el mejor método para determinar la flexibilidad mandibular sería el estudio *in vivo*, observando el hueso mandibular directamente. La causa de optar por otros métodos de análisis no es otra que la dificultad que supone este estudio *in vivo* del hueso mandibular, al que algunos autores²⁴ definen como prácticamente imposible en condiciones de salud. Por este motivo empiezan a aparecer en la literatura estudios de flexión mandibular, utilizando técnicas *in vitro* o la combinación de técnicas *in vivo* e *in vitro*. Esta asociación era justificada por los autores por la necesidad de realizar una validación del grado y tipo de deformación mandibular encontradas en sus estudios experimentales *in vivo*.

En esta línea y entre las técnicas *in vitro* incluimos la técnica de elementos finitos, que es una herramienta computacional efectiva que ha sido adaptada desde la ingeniería a la biomecánica dental.

En las dos últimas décadas, el método de elementos finitos (MEF) se ha convertido en una herramienta útil en la observación de deformación mandibular²⁵. El MEF fue inicialmente desarrollado a principios de 1960 para solventar problemas estructurales en la industria aeroespacial desde donde se ha extendido a otros campos. El primer modelo de mandíbula tridimensional fue desarrollado por Gupta y cols. en 1973 y constaba de 271 nodos y 240 elementos sólidos. Este modelo tenía muchas limitaciones. No fue hasta el año 2005 cuando Choi y cols.²⁵ desarrollaron el primer modelo anatómicamente correcto para el análisis de deformaciones funcionales de mandíbula humana. Con el

paso del tiempo, el uso de MEF en el análisis de la deformación mandibular se ha ido extendiendo progresivamente, y para obtener modelos más realistas, se emplean técnicas avanzadas de imagen digital que permiten modelar la geometría del hueso con gran detalle; además se consideró la naturaleza isotrópica y no homogénea de los materiales y las condiciones de contorno para lograr una mayor perfección del modelo.

Así Korith y Hannam¹⁷ empleando el análisis de elementos finitos sobre un modelo tridimensional de mandíbula humana dentada, para estudiar el grado de deformación mandibular durante cinco movimientos mandibulares, hallaron que la mandíbula se deforma elásticamente tanto en movimientos simétricos como asimétricos, siendo esta deformación compleja y en distintos planos del espacio. De igual manera Horiuchi e Ichikawa¹⁸ utilizando el mismo método para movimientos de apertura máxima y protrusiva, con implantes colocados a nivel de molares mandibulares, encontraron que la disminución de arco mandibular correspondiente a la deformación mandibular era de 0,003 mm en apertura y 0,5 mm en protrusión.

Resumiendo, los valores encontrados en la literatura de deformación mandibular los podemos encuadrar en un ranking que iría de unas pocas micras a deformaciones de más de 1 mm¹³. Estas diferencias pueden ser debidas: a los distintos métodos empleados, a los distintos grupos testados, a las variaciones individuales referidas a la actividad de fuerzas musculares o a la resistencia pasiva de la estructura ósea.

Por otro lado es conocido que la deformación mandibular ocurre durante la función, principalmente, de los movimientos de apertura y protrusión, y que es compleja, ocurriendo en distintos planos del espacio. Daegling y Hylander¹⁹, postularon cuatro patrones de deformación mandibular en estudios *in vivo* sobre mandíbulas de primates^{19,20}, mediante observación directa del hueso mandibular.

Los cuatro patrones de deformación mandibular son:

1. Aproximación medial.
2. Rotación del cuerpo mandibular.
3. Cizalla dorso-ventral y cizalla antero-posterior.
4. Torsión sínfisal.

La aproximación medial puede ser definida como el cambio de amplitud mandibular durante su función.

La rotación del cuerpo mandibular es entendida como la rotación hacia el exterior de las dos hemimandíbulas.

La cizalla dorso-ventral es el movimiento de las dos mitades de la mandíbula entre sí en el plano vertical.

Como no podría ser de otra manera, a partir de este momento surgió la necesidad de demostrar la existencia de estos patrones de deformación en la mandíbula humana. La aproximación medial, la rotación del cuerpo mandibular y los movimientos de cizalla tanto antero-posterior como dorso-ventral han sido demostrados empleando técnicas intraorales y extraorales; no así la flexión sínfisal. En este sentido son destacables los estudios realizados por Al-Sukhun y cols.^{8,21,22,23}, en los que muestra los tres tipos de deformación citados anteriormente, realizando para tal efecto

to dos tipos de estudio, uno *in vivo* empleando un transductor montado sobre dos implantes oseointegrados colocados en la región premolar y equidistantes al plano sagital medio, y otro *in vitro* mediante la aplicación del análisis de elementos finitos.

En lo referente a la densidad de masa ósea y su influencia en la deflexión mandibular, en la bibliografía consultada, apenas se encuentran datos relevantes; si bien es verdad que autores como Fischman⁶ o Chen¹³, la describen como un factor contribuyente de deflexión. Este último relata que existe una relación inversa entre densidad de masa ósea y deformación mandibular. El método utilizado por Chen¹³ para medir la densidad de masa ósea fue el análisis densiométrico.

Hipótesis y objetivos

Hipótesis

Del análisis y valoración crítica del estado actual del tema surge la hipótesis de trabajo inicial o de partida: «La deflexión mandibular es mayor cuanto mayor es el movimiento de apertura y menor la densidad de masa ósea mandibular».

Formulada la hipótesis inicial como una afirmación o pregunta dirigida a todo el marco del estudio, es indudable que dada su generalidad surgirán más interrogantes, más construcciones teóricas que nos obligarán a generar sucesivas hipótesis. Por ello, con una visión pragmática, reduccionista y explicativa preferimos hablar de objetivos en vez de hipótesis sin que por ello nos olvidemos de lo que significa y representa.

Objetivos

Así pues, nuestros objetivos específicos considerados como las bases iniciales en la búsqueda de un objetivo más general, son:

1. Cuantificar y señalar en qué zona mandibular se produce deflexión mandibular en función de la densidad de masa ósea.
2. Medir e identificar el grado y orientación de la deflexión mandibular en el transcurso de los movimientos de apertura y protrusión mandibular.
3. Comparar y señalar las diferencias del grado de deflexión mandibular durante la apertura y protrusión mandibular.
4. Comparar y determinar las diferencias del grado de deflexión mandibular en función de la densidad de masa ósea.
5. Comparar la deflexión mandibular en apertura y protrusión mandibular en relación a la densidad de masa ósea.
6. Especificar en qué movimientos mandibulares estudiados y en qué situación de densidad de masa ósea se produce mayor deflexión y cuál es su componente de orientación principal.

Para dar respuesta a la hipótesis y a los objetivos planteados diseñamos un estudio experimental *in vitro* mediante una técnica de modelización y análisis de elementos finitos.

3. Material y nivel metodológico

Modelos

Se utilizaron dos modelos. Para la obtención del primer modelo o inicial se procedió a la modelización matemática de una mandíbula humana adulta edéntula de dimensiones aparentemente normales por medio de un modelo CAD 3D sobre el que se aplicó un software de elementos finitos. Las dimensiones del hueso mandibular tomadas para la realización del modelo fueron, como se muestra en la figura 1:

- Distancia condilar: 108 mm.
- Altura sínfisaria: 32 mm.
- Distancia entre protuberancia mentoniana y ángulo de la mandíbula: 71 mm.
- Distancia entre ángulo de la mandíbula y apófisis coronoideas: 67 mm.

El análisis por elementos finitos es un método de ingeniería que permite a los investigadores determinar el comportamiento bajo condiciones de carga de un cuerpo sólido^{26,27}.

La técnica de análisis por elementos finitos (EF) consiste en dividir la geometría en pequeños elementos, teniendo en cuenta una serie de ecuaciones y condiciones de contorno para cada uno de ellos.

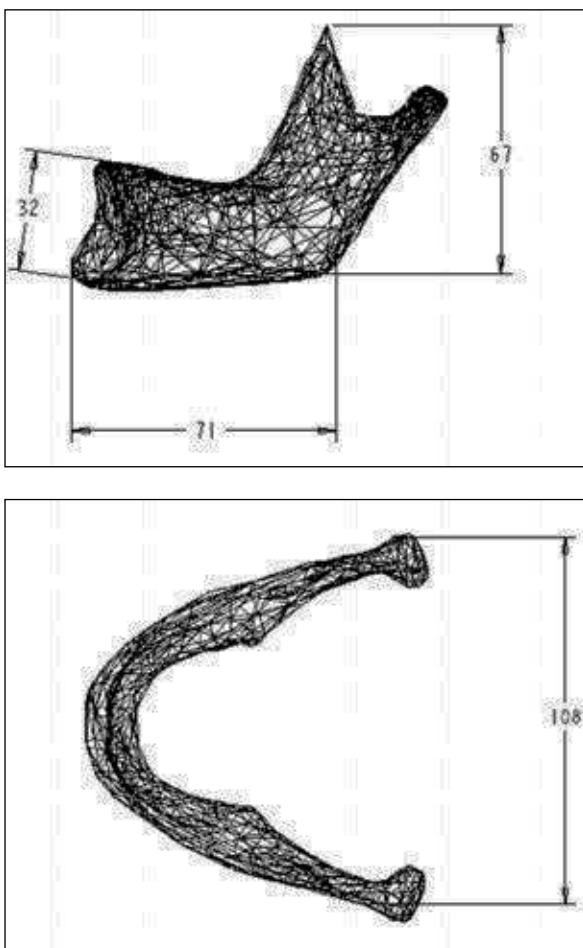


Figura 2 Dimensiones de la mandíbula sometida a estudio

Habitualmente esta técnica es muy utilizada en el ámbito de la ingeniería debido a que muchos problemas físicos de interés se formulan mediante la resolución de una ecuación diferencial en derivadas parciales, a partir de cuya solución es posible modelar el problema objeto de estudio (transmisión del calor, electromagnetismo, cálculo de estructuras, etc.). Esta técnica se encuentra automatizada en las herramientas software comerciales, llamadas herramientas de análisis por elementos finitos para problemas físicos tanto de propósito general como aplicadas a problemas físicos particulares.

Un modelo EF se construye partiendo de un objeto sólido, el cual se divide en cierto número de elementos discretos que están conectados por nodos. A cada elemento se le asignan las propiedades de material adecuadas que se correspondan con las propiedades de la estructura a ser modelada. Las condiciones de contorno se aplican al modelo para simular interacciones con su entorno²⁸.

Este modelo permite simular la aplicación de fuerzas a puntos específicos del sistema y obtener sus resultantes. Y es particularmente útil en la evaluación de la deformación mandibular²⁶. En este sentido, el modelo de mandíbula empleado en el ensayo consistió en 4.311 elementos y 12.654 nodos.

Posteriormente se realizó un segundo modelo semejante al anterior al que se incorporaron dos implantes oseointegrados a nivel de primeros molares unidos por una barra/placa transversal. Este segundo modelo tenía 10.594 elementos y 20.588 nodos (figura 2); servirá para realizar la validación y nuevos ensayos.

Las dimensiones de estos implantes no son las estándar, ya que no era objeto de este estudio analizar el comportamiento de los implantes dentales, sino utilizarlos como una herramienta que nos permitiera obtener una posterior validación de los resultados obtenidos en el primer modelo. Eran implantes dentales de titanio de 3 mm de diámetro y 9 mm de longitud. A ambos implantes se les colocó una plataforma, y entre ellos una barra/placa de 1 mm de espesor, 3 mm de ancho y una longitud total de 49,44 mm (teniendo en cuenta la parte redondeada de ambos extremos), lo que proporcionaba un radio de 1,5 mm entre sus extremos. Esta placa se ferulizó sólo a la plataforma de uno de los implantes quedando por tanto un extremo de la barra libre como se puede observar en la figura 4.

El fin no era otro que realizar un nuevo modelo en el que se pudiera medir deformaciones mandibulares ya conocidas y postuladas por Daegling y Hylander¹⁹, como son la aproximación medial, la rotación del cuerpo mandibular y el movimiento de cizalla dorsoventral que sufre la mandíbula durante la dinámica mandibular.

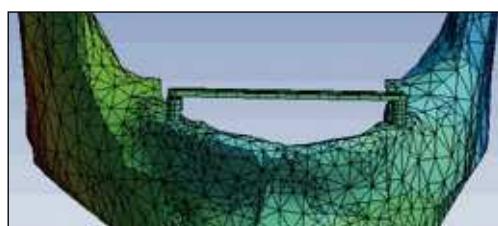


Figura 4 Detalle de la placa que une los implantes

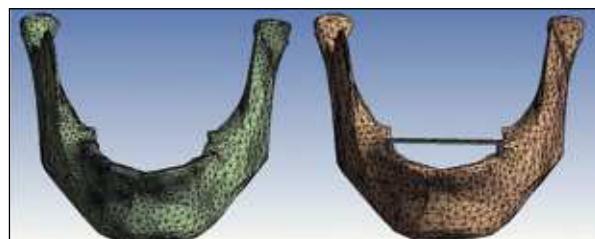


Figura 3 Modelos matemáticos de la mandíbula

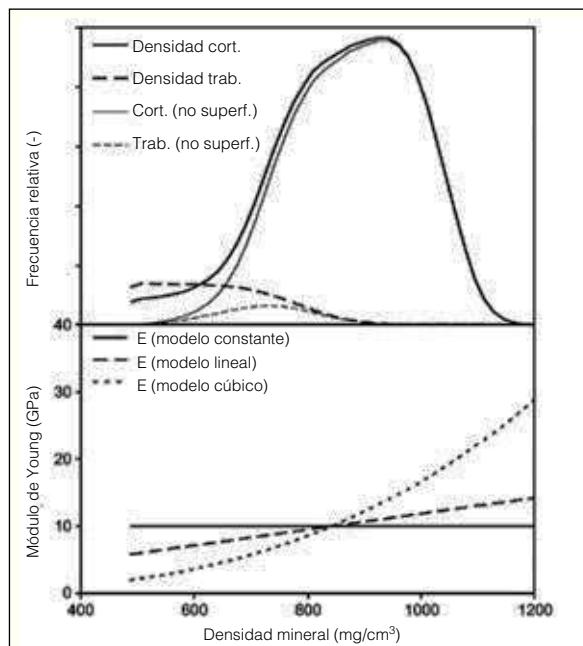


Figura 3 Gráfica de DMO en mandíbula

Entendemos por aproximación medial la modificación que ocurre en el ancho de la mandíbula durante la función y que puede ser observada en el cambio en la orientación que sufren las partes superiores de los implantes en el plano horizontal. La rotación del cuerpo mandibular se mide como la medida a partir del ángulo de desplazamiento de la placa colocada sobre los implantes y el movimiento de cizalla dorsoventral; como es el movimiento relativo entre las hemimandíbulas según el plano vertical⁸, lo medimos en grados mediante la observación y cuantificación del cambio en la orientación de las caras superiores de los implantes según el plano sagital²¹.

Determinación de la densidad de masa ósea (DMO)

Como la DMO varía no sólo de un individuo a otro, sino en diferentes zonas de la mandíbula, para nuestro estudio, se tomaron 8 puntos de la curva señalada en la figura 3, correspondientes a distintos valores de Módulo de Young de hueso trabecular mandibular²⁹. Como se observa en la gráfica, a cada valor de Módulo de Young le corresponde un valor de DMO. Esto significa que para medir el grado de deformación mandibular en cada uno de los movimientos en estudio se van a realizar 8 análisis diferentes para cada mo-

vimiento (uno para cada valor de DMO) y los valores escogidos de DMO mandibular son los que se muestran a continuación en la tabla I.

Tabla 1 Valores DMO escogidos para nuestro estudio

DMO (kg./mm ³)
6E-7
7E-7
8E-7
8,4E-7
9E-7
10E-7
11E-7
12E-7

Simulación de la dinámica mandibular y recogida de datos

Una vez obtenido nuestro modelo matemático, se valora la relación existente entre la deflexión mandibular, la densidad de masa ósea (DMO) y la dinámica mandibular. Para ello realizamos el cálculo de la flexión mandibular media en función de la DMO en los movimientos mandibulares de apertura máxima de la mandíbula, media y protrusión, entendida como el decremento de la distancia intermolar en los diferentes movimientos considerados^{20,21}.

La apertura máxima fue de 55 mm y la media se consideró a partir de la máxima. Para la protrusión, se sometió al modelo a una protrusión máxima mandibular (considerándola como el movimiento máximo de translación del cóndilo mandibular). Así mismo, los componentes de translación y rotación subsidiarios de los movimientos antedichos se obtuvieron de los valores medios referenciados en la literatura³⁰. Así el ángulo de rotación empleado fue de 34,7° y la translación condilar de 3,9 mm en el plano vertical y de 18,3 mm en el plano horizontal.

Para realizar la apertura máxima y la media se aplicaron fuerzas de 20N y 10N respectivamente sobre cada cóndilo mandibular, de dirección contrapuesta y hacia dentro como si fuesen fuerzas tendentes a unir ambos cóndilos. Para realizar la protrusión se aplicó una fuerza de 20 N en el cuello de ambos cóndilos mandibulares simulando la componente horizontal del fascículo inferior del músculo pterigoideo externo.

En el segundo modelo matemático o modelo de validación se efectuaron los mismos movimientos y se aplicaron fuerzas idénticas en dirección y magnitud. Los datos se generaron mediante un software específico quedando registrados y almacenados en un soporte informático. En cualquier caso la unidad de medida de deformación medial mandibular fue el milímetro, midiendo la deformación en el eje Y.

4. Nivel analítico-estadístico: resultados

Los datos obtenidos muestran una mayor deformación medial mandibular en los modelos de mandíbula edéntula humana con menor valor de DMO, más acusado en el movimiento de protrusión y menos relevante en la apertura media.

Como se observa en la tabla 2, el rango de deformación medial mandibular en el movimiento de apertura completa es de 0,34 a 0,04 mm, como disminución del ancho de arco mandibular para una convergencia medial de los cóndilos mandibulares de 1,48 a 0,18 mm.

La tabla 3 muestra los valores de apertura media. Para este grado de apertura el grado de deformación medial mandibular, medido en relación con la disminución de arco mandibular y convergencia medial condilar, es menor que para la apertura completa con valores comprendidos entre 0,17 a 0,02 mm y 0,74 a 0,009 mm para la convergencia condilar.

Tabla 2 Deformación mandibular en apertura completa, según la densidad de masa ósea

DMO kg/mm ³	DMO g/cm ³	Ensayos iniciales apertura completa (mm)	
		disminución de apertura de arco	20N Convergencia de cóndilos
0,00000060	0,60	0,3472	1,4860
0,00000070	0,70	0,2155	0,9230
0,00000080	0,80	0,1420	1,6083
0,00000084	0,84	0,1250	0,5353
0,00000090	0,90	0,1024	1,4388
0,00000100	1,00	0,0762	0,3263
0,00000110	1,10	0,0563	1,2411
0,00000120	1,20	0,0443	0,1899

Tabla 3 Deformación mandibular en apertura media, según la densidad de masa ósea

DMO kg/mm ³	DMO g/cm ³	Ensayos iniciales apertura media (mm)	
		disminución de apertura de arco	10N Convergencia de cóndilos
0,00000060	0,60	0,1736	0,7430
0,00000070	0,70	0,1077	0,4615
0,00000080	0,80	0,0710	0,3042
0,00000084	0,84	0,0625	0,2677
0,00000090	0,90	0,0512	0,2194
0,00000100	1,00	0,0381	0,1632
0,00000110	1,10	0,0282	0,1206
0,00000120	1,20	0,0222	0,0949

Tabla 4 Deformación mandibular en protrusión, según la densidad de masa ósea

DMO kg/mm ³	DMO g/cm ³	Ensayos iniciales protrusión (mm)	
		disminución de apertura de arco	20N Convergencia de cóndilos
0,00000060	0,60	0,4463	1,6110
0,00000070	0,70	0,2390	1,0101
0,00000080	0,80	0,1725	0,6585
0,00000084	0,84	0,1456	0,5803
0,00000090	0,90	0,1102	0,4750
0,00000100	1,00	0,0989	0,3536
0,00000110	1,10	0,0776	0,2614
0,00000120	1,20	0,0589	0,2059

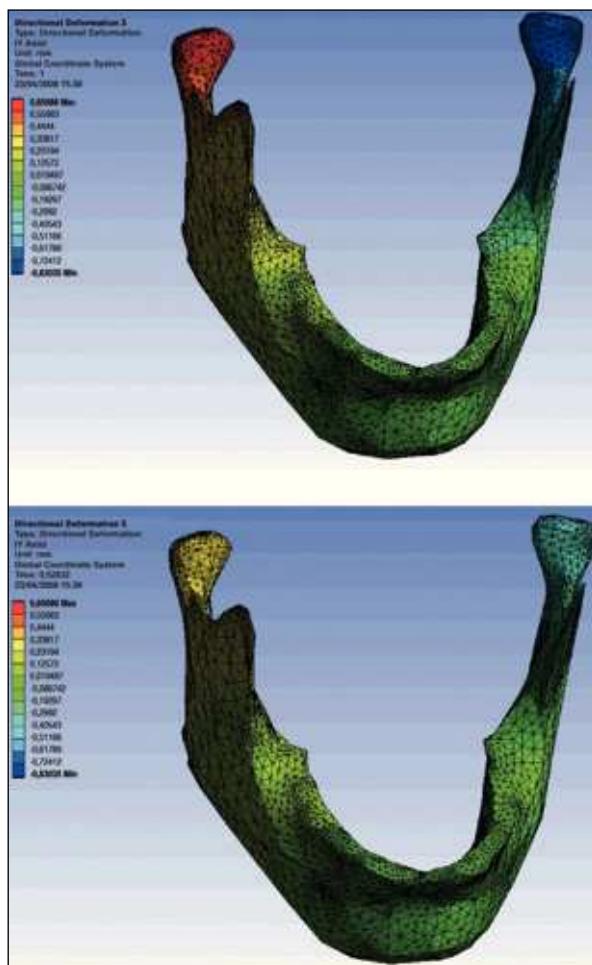


Figura 5 Flexión mandibular. Movimiento de apertura completa (imagen superior) y media (imagen inferior). Deformación sobre el eje Y para DMO=0,6 g/cm³

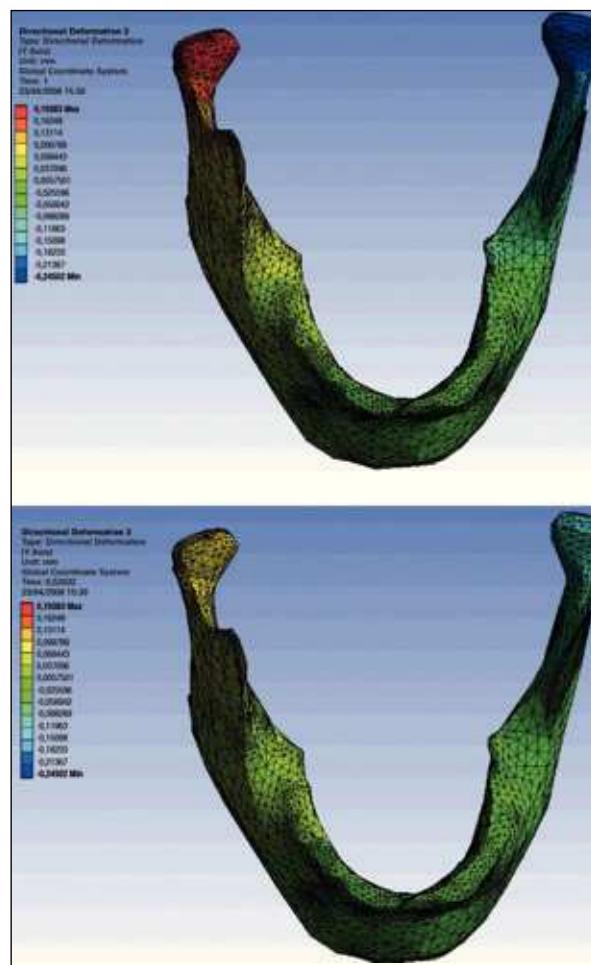


Figura 6 Flexión mandibular. Movimiento de apertura completa (imagen superior) y media (imagen inferior). Deformación sobre el eje Y para DMO=0,9 g/cm³

La magnitud de la deformación medial mandibular en el movimiento de protrusión se muestra en la tabla 4. Con cifras significativamente mayores a las obtenidas en el movimiento de apertura completa y media, siendo el recorrido de disminución de arco mandibular de 0,44 a 0,05 mm y el de convergencia condilar de 1,6 a 0,2 mm.

En lo referente a la localización de la deformación a lo largo del hueso mandibular, para los distintos valores de DMO y los diferentes movimientos mandibulares analizados cabe destacar que en los movimientos de apertura, las zonas óseas que sufren mayor deformación son los cóndilos mandibulares seguidos del cuerpo mandibular (a nivel de

los molares) con un área sinfisaria más estable tal como se muestra en las figuras 5, 6 y 7.

Sin embargo, el patrón de deformación en el movimiento de protrusión se muestra claramente distinto. En este movimiento la zona de mayor deformación es a nivel del ángulo mandibular tal como se observa en la figura 8.

En cuanto a las deformaciones mandibulares denominadas aproximación o convergencia medial, rotación del cuerpo mandibular y el movimiento de cizalla dorsoventral, los datos obtenidos a partir del modelo de validación o segundo modelo se muestran en las figuras 9, 10 y 11, respectivamente según la DMO y la dinámica mandibular.

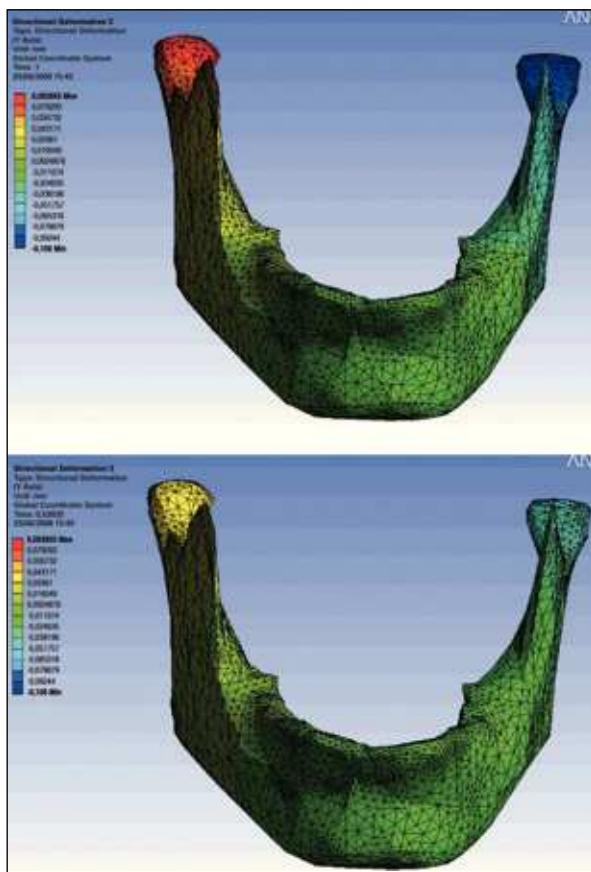


Figura 7 Flexión mandibular. Movimiento de apertura completa (imagen superior) y media (imagen inferior). Deformación sobre el eje Y para $DMO=1,2\text{ g/cm}^3$

Pudiendo observarse en ellas que el movimiento causante de mayor deformación sigue siendo la protrusión mandibular para los tres patrones de deformación estudiados en este segundo modelo o modelo de validación.

Cabe destacar, la relación inversa existente entre la deformación mandibular y la DMO; ya que nuestros datos indican que en todos los tipos de deformación mandibular estudiados, a menor densidad de masa ósea del hueso mandibular mayor es su deformación.

Discusión de los resultados

En este proyecto de investigación, el método escogido para observar el fenómeno de deflexión mandibular fue el análisis de elementos finitos. No obstante en la literatura odontológica se relatan diferentes propuestas de métodos de estudio tanto *in vivo* como *in vitro* que han variado a lo largo de los años. Desde los años 80 y antes con galgas que sólo permitían medir la distancia entre los lados derecho e izquierdo del arco mandibular^{2,3,14}, hasta el uso de transductores que permiten reproducir con mayor fidelidad los fenó-

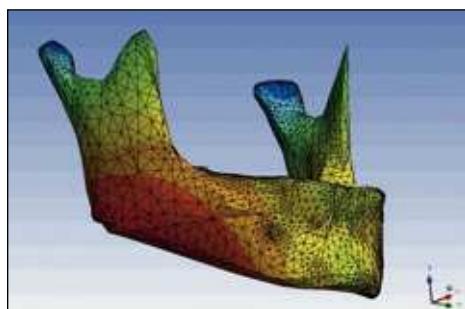


Figura 8 Flexión Mandibular. Movimiento de Protrusión. Deformación sobre el eje Y

menos que acontecen en la deformación mandibular^{8,18-20,24}, pasando por modelos fotoelásticos como el de Korioth y Hannam¹⁷ para cuantificar la deformación mandibular provocada por las fuerzas de masticación. Aunque es indudable que el mejor método de estudio de la deflexión mandibular son los métodos *in vivo* por la posible exactitud de reproducción de la actividad masticatoria o de la dinámica mandibular, no es menos cierto que el método de análisis de elementos finitos puede ser una técnica fiable para medir la deformación y tensión que sufre la mandíbula durante los movimientos mandibulares^{32,33}. En este sentido Al-Sukhun⁸ señala que los resultados que obtiene usando transductores son equiparables a los que se pueden obtener con elementos finitos bajo las mismas condiciones de carga.

En lo referente a la dirección y magnitud de las fuerzas aplicadas en los cóndilos para simular la dinámica mandibular son las referenciadas en la literatura²⁴.

Nuestros resultados constatan una disminución del arco mandibular a nivel de los molares para distintos valores de DMO, en un rango de 0,34-0,04 mm para los movimientos de apertura completa de la boca que concuerdan con los citados en estudios realizados *in vivo* como el de Mc Dowell y Regli¹⁰. Estos autores estudiaron la disminución de arco a nivel de los segundos molares mandibulares y encontraron valores de 0,4 mm en apertura total para una densidad de masa ósea pequeña. Del mismo modo, Burch y Borchers² observaron la disminución de arco en apertura, protrusión y lateralidades; los valores encontrados en el movimiento de apertura fueron de 0,438 mm, valor que también concuerda con nuestros hallazgos. Para la protrusión nuestros datos señalan una disminución de arco para los distintos valores de DMO del orden de 0,44-0,05 mm, que hasta cierto nivel coincide con lo relatado por Osborne y Tomlin¹⁴ quienes observaron una disminución de arco a nivel de los molares en protrusión de 0,09 mm.

Respecto a la aproximación medial de la mandíbula, la rotación corporal y el movimiento de cizalla dorso-ventral, los rangos de valores obtenidos para los tres movimientos sometidos a estudio son 60-4 μm para el primer tipo de deformación, 1,8-0,45° de rotación del cuerpo mandibular, y 1,5-0,16° en el movimiento de cizalla dorso-ventral. Valores que

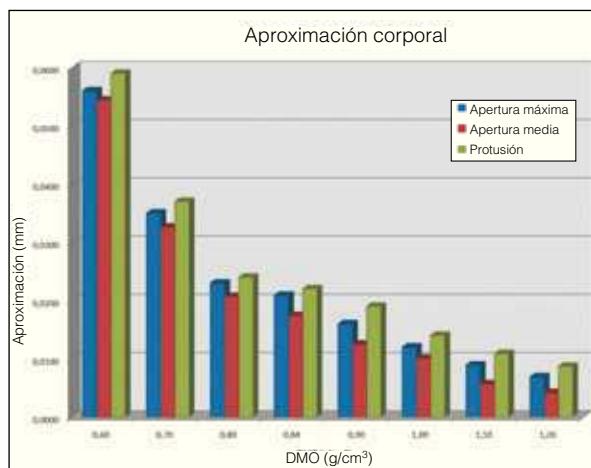


Figura 9 Diagrama de barra en el que se representa la convergencia medial del cuerpo mandibular según la DMO y la dinámica mandibular

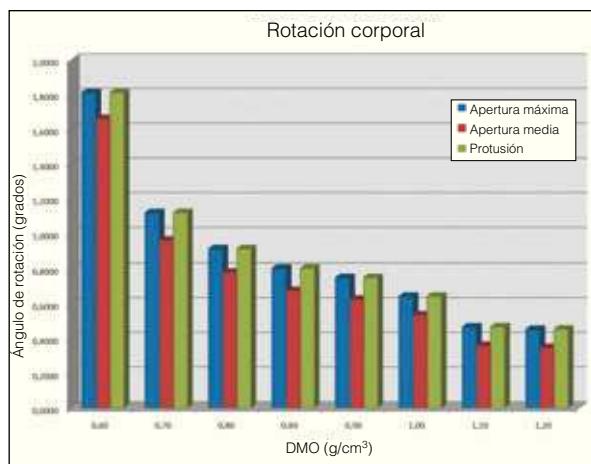


Figura 10 Diagrama de barra en el que se representa la rotación del cuerpo mandibular según la DMO y la dinámica mandibular

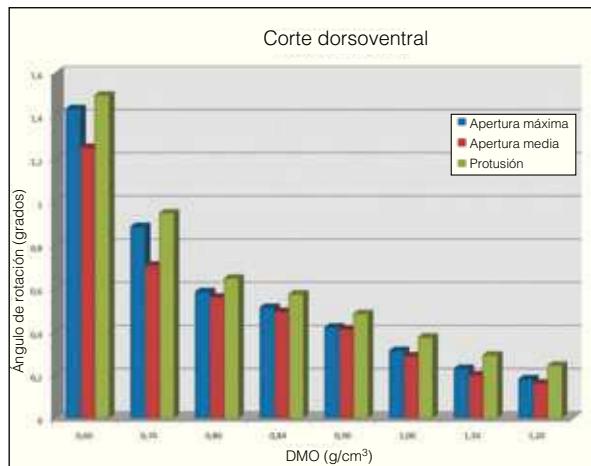


Figura 11 Diagrama de barra en el que se representa el movimiento de cizalla dorso-ventral según la DMO y la dinámica mandibular

podemos comparar con los encontrados en estudios recientes realizados *in vivo* por El- Sheikh y cols.³⁴ y Al-Sukhun y cols⁸.

El- Sheikh y cols³⁴, encontraron valores de aproximación medial comprendidos en un rango de 15 a 53 µm, y de rotación del cuerpo mandibular de 0,03° a 0,15° para los distintos movimientos mandibulares. Datos que se aproximan a los hallados en nuestro estudio pudiendo ser la causa de las diferencias la cantidad de fuerza y la dirección aplicada. Aunque la mayor concordancia es con los resultados del trabajo de Al-Sukhun y cols.⁸. En este ensayo los valores obtenidos para la aproximación medial fueron de 14,4 a 58,4 µm, para la rotación del cuerpo mandibular de 0,9° a 3° y para el movimiento de cizalla dorsoventral de 0,4° a 1,9°; para los distintos movimientos mandibulares estudiados (apertura, protrusión y lateralidades).

Hemos de señalar que la distorsión mandibular puede estar influenciada por diversos factores como la fuerza muscular (antiguos investigadores^{2, 3, 14} mencionaban que la causa de la deformación no era otra, que la fuerza de la masticación), la densidad de masa ósea, las propiedades mecánicas y la propia geometría del hueso mandibular.

Aun así, la línea de futuro no debería ser otra que intentar demostrar cuáles son los factores más contribuyentes a la deformación mandibular. En este sentido, nuestro estudio muestra la relación existente entre la dinámica mandibular, la DMO y la deflexión mandibular, encontrando mayor grado de deformación a menor DMO del hueso mandibular y siendo el movimiento de protrusión el causante del mayor grado de deformación; lo que está de acuerdo con la bibliografía consultada y con los distintos patrones de deformación.

Conclusiones

Conocidas las limitaciones inherentes al ensayo y de acuerdo con los datos obtenidos, podemos deducir las conclusiones siguientes:

1. Según nuestros resultados, la deflexión mandibular sigue una relación inversa respecto a la DMO: a mayor densidad de masa ósea de la mandíbula menor es su deflexión.
2. En nuestro ensayo, la protrusión es el movimiento mandibular que provoca mayor deformación independientemente de la DMO de la mandíbula.
3. Según nuestros datos, la mayor deformación durante el movimiento de apertura acontece en la apertura completa para cualquier valor de DMO mandibular.
4. En nuestro estudio, la mayor deformación durante el movimiento de apertura se registra en los cóndilos mandibulares, seguida del cuerpo mandibular a nivel de los molares. El área sínfisal fue la más estable.
5. El gonión fue la zona mandibular que más deformación sufrió durante la protrusión mandibular independientemente de la DMO.
6. De acuerdo con nuestros resultados, no podemos rechazar y debemos admitir la hipótesis inicial: «La deflexión mandibular es mayor cuanto mayor es el movimiento de apertura y menor la DMO».

Bibliografía

1. Canabarro S, Shinkai RS. Medial mandibular flexure and maximum occlusal force in dentate adults. *Int J Prosthodont* 2006;19:177-182.
2. Burch JG, Borchers G. Method for study of mandibular arch width change. *J Dent Res* 1970;49:463.
3. De Marco J, Paine S. Mandibular dimensional change. *J Prosthet Dent*. 1974;31:482-5.
4. DulBrul EL, Sicher H. The adaptative chin. Springfield: Charles C Thomas Publisher; 1954.
5. Fischman BM. The influence of fixed splints on mandibular flexure. *J Prosthet Dent* 1976;35:643-7.
6. Fischman B. The rotacional aspect of mandibular flexure. *J Prosthet Dent* 1990;64:483-5.
7. Okeson JP. Oclusión y afecciones temporomandibulares. 3^a Ed. Madrid: Mosby-Doyma Libros;1995.
8. Al-Sukhun J, Kelleway J. Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-Dimensional Finite Element Model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:455-466.
9. Ralph JP, Caputo AA. Analysis of stress patterns in the human mandible. *J Dent Res* 1975;54:814-821.
10. Mc Dowell JA, Regli CP. A quantitative analysis of the decrease in width of the mandibular arch during forced movements of the mandible. *J Den Res* 1961;40:1183-5.
11. Weinmann JP, Sicher H. Bone and Bones. 2^a Ed. St Louis: The C V Mosby Company; 1955.
12. Misch CE. Prótesis dental sobre implantes. Madrid: Elsevier-Mosby; 2007.
13. Chen DC, Lai YL, Chi LY, Lee SY. Contributing factors of mandibular deformation during mouth opening. *J Dent* 2000;28:583-588.
14. Osborne J, Tomlin HR. Medial Convergence of the mandible. *British Dent J* 1964;4:112-114.
15. Omar R, Wise MD. Mandibular flexure associated with muscle force applied in the retruded axis position. *J Oral Rehabil* 1981;8:209-221.
16. Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:319-328.
17. Korioth TW, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res* 1994;73:56-66.
18. Horiochi M, Ichikawa T, Miyuki N, Matsumoto N. Use of interimplant displacement to measure mandibular distortion during jaw movements in humans. *Arch Oral Biol* 1997;42:185-8.
19. Daegling DJ, Hylander WL. Biomechanics of torsion in the human mandible. *Am J Phys Anthropol* 1998;105:73-87.
20. Abdel-Latif HH, Hobkirk JA, Kelleway JP. Functional Mandibular Deformation in edentulous subjects treated with dental implants. *Int J Prosthodont* 2000;13:513-519.
21. 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;64:1015-1022.
22. Al-Sukhun J, Kelleway J, Helenius M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification. *J Biomed Mater Res A* 2007;80:234-46.
23. Al-Sukhun J, Lindqvist C, Helenius M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. II. Variables affecting the predictive behaviour of a finite element model of a human mandible. *J Biomed Mater Res A* 2007;80:247-56.
24. Jiang T, Minoru A. In vivo mandibular elastic deformation during clenching. *J Oral Rehábil* 2002;29:201-8.
25. Choi AH, Ben-Nissan B, Conway RC. Three-dimensional modelling and finite element analysis of the human mandible during clenching. *Aust Dent J* 2005;50:42-8.
26. Nagasao T, Kobayasi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stress around endosseous implant in various reconstructed mandibular models. *J Craniomaxillofac Surg* 2002;30:170-177.
27. Segerlind LJ. Applied finite element analysis. New York: Quinn-Woodbine,1984.Herring SW. Masticatory muscles and the skull: A comparative perspective. *Arch Oral Biol* 2007;52:296-9.
28. Segerlind LJ. Applied finite element analysis. New York: Quinn-Woodbine, 1984.
29. Van Ruijven LJ, Mulder L, Van Eijden TM. Variations in mineralization affect the stress and strain distributions in cortical and trabecular bone. *J biomech* 2007;40:1211-1218.
30. Naeije M. Local Kinematic and anthropometric factors related to three mouth opening in healthy individuals. *J Oral Rehabil* 2002;29:534-9.
31. De Santis R, Mollica F, Zarone F, Ambrosio L, Nicolais L. Biomechanical effects of titanium implants with full arch bridge rehabilitation on a synthetic model of the human jaw. *Acta Biomaterialia* 2007;3:121-6.
32. Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffkò J. Experimental and finite element study of a human mandible. *J Craniomaxillofac Surg* 2000;28:91-6.
33. Van Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E. Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:51-57.
34. El-Sheikh AM, Abdel-Latif HH, Howell PG, Hobkirk JA. Midline mandibular deformation during nonmasticatory functional movements in edentulous subjects with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:243-8.