

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/10818267>

Creation of a three-dimensional model of the mandible and the TMJ in vivo by means of the finite element method

Article in *International Journal of Computerized Dentistry* · April 2002

Source: PubMed

CITATIONS

38

READS

396

5 authors, including:



Uriel Zapata

Universidad EAFIT

29 PUBLICATIONS 238 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



Juan D Jaramillo

Universidad EAFIT

15 PUBLICATIONS 97 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)

Some of the authors of this publication are also working on these related projects:



Seismic Wave Scattering Through a Compressed Hybrid BEM/FEM Method [View project](#)



Evaluation of bone graft substitutes for the reconstruction of the alveolar cleft palate defect. [View project](#)

Creation of a Three-dimensional Model of the Mandible and the TMJ In Vivo by means of the Finite Element Method

M.C. Castaño
U. Zapata
A. Pedroza
J.D. Jaramillo
S. Roldán

Creación de un Modelo Matemático Tridimensional de la Mandíbula y de la ATM de un sujeto vivo por medio del Método de Elementos Finitos

Abstract

The aim of this study was to develop a three-dimensional finite element model of the mandible, including its TMJ. The model consisted of 7942 nodes and 41,010 elements, which were obtained from a convergence test, done to minimize the result error. It included cancellous and cortical bone, periodontal ligament, masticatory muscles (masseters, temporalis, lateral and internal pterygoids), teeth and the articular disk. All characteristics such as dental, mandibular, and muscle geometry were obtained from a computerized tomography (CT) of a living person. CT sections were scanned and digitized with a CAD software program. After images were adequately assembled, a vertical tracing was done which allowed the definition of a three-dimensional mesh. Modeling of teeth was carried out independently and the periodontal ligament was later includ-

Resumen

El propósito de este estudio fue desarrollar un modelo matemático tridimensional de elementos finitos de la mandíbula y la ATM. El modelo constó de 7942 nudos y 41010 elementos, los cuales se obtuvieron a partir de una prueba de convergencia que se realizó para minimizar el error. El modelo incluyó hueso esponjoso y cortical, ligamento periodontal, dientes, disco articular y músculos masticatorios (masetero, temporal y pterigoideos interno y externo). Las características geométricas de los dientes, la mandíbula y los músculos, se obtuvieron a partir de una Tomografía Axial Computarizada (TAC) de un sujeto vivo de 22 años. Las imágenes planas en acetato del TAC fueron escaneadas y se digitalizaron con un software tipo CAD. Posteriormente fueron ensambladas, utilizando un sistema de referencia global que permitió la definición de la imagen tridi-

mensional. La modelación de los dientes, se llevó a cabo de manera independiente y después el ligamento periodontal se incluyó limitando el área alveolar. Los músculos fueron modelados con base en fotografías planas a escala y la fuerza muscular total se distribuyó en múltiples vectores. Para el disco articular, se consideró un espesor de 2 milímetros y fue modelado con la combinación simultánea de elementos de rigidez axial y de contacto. El modelo se analizó con un software de elementos finitos (FEM), en el cual se generó una malla y se le asignaron las correspondientes propiedades mecánicas (Relación de Poisson, módulos de elasticidad y cortante). Estas fueron ortotrópicas para el hueso cortical y esponjoso e isotrópicas para la dentina, el ligamento periodontal, el disco articular y el hueso temporal. Las condiciones de frontera, se definieron restringiendo los nudos de la periferia del hueso temporal. De esta manera, fue posible gener-

od, limiting the alveolar area. Muscles were modeled based on flat-scale photographs and total muscle force was distributed in multiple vectors. The articular disk was generated having 2 mm of thickness with the combination of spring-type (axial stiffness) and gap-type (contact) elements. The model was then analyzed with finite element method (FEM) software where a mesh was generated and values for Poisson's ratio, elasticity, and shear modulus were assigned. These were orthotropic for cancellous and cortical bone, and isotropic for dentin, periodontal ligament, articular disk, and temporal bone. The boundary conditions were defined restricting the nodes on the periphery of the temporal bone. It was therefore possible to generate a three-dimensional finite element model based on information obtained *in vivo*.

Key words: Finite element method (FEM), Three dimensional model, Mandible, Temporomandibular joint (TMJ), Bioengineering, Bone Modeling.

Introduction

Different studies have been carried out in order to determine the biomechanical behavior of the stomatognathic system. Indirect studies can be divided into several types: comparative ones which attempt to relate anatomical micro- and macroscopic changes with mandibular function,^{1,2} mandibular photoelastic models,^{3,4} numerical models, including the finite element ones,⁵⁻¹¹ and theoretical contributions.¹²⁻¹⁴ Direct studies^{15,16} with the use of strain gauges placed directly on the temporomandibular joint (TMJ) have only been conducted on animals due to ethical

considerations. Differences between species and the invasion of articular spaces distort normal function and thus limit the conclusions of studies done with this method. The finite element method (FEM) began to be used with the objective of overcoming these limitations in analyzing mandibular stress patterns. The results of the first studies, however, were not completely reliable given that they were two-dimensional.¹¹ Later, due to technological advances, it was possible to develop three-dimensional models based on the finite element method.^{5,6,8-10}

The objective of the finite element method is to find a solution to a complex problem by turning it into multiple simple ones.¹⁷ It is based on the division of structures into a finite number of elements that are interconnected by means of nodes. The mechanical behavior of each element can be described as a function of displacement (stiffness-displacement analysis) of nodes subjected to certain loading conditions. The degrees of freedom of each node are defined as the possibility of one node being displaced in six different directions. The method does not treat the body as a unit, but as a structure composed of multiple parts (finite elements), where stresses and strains can be identified. Thus, the sum of the behavior of different elements generates a model similar to the structure it represents.¹⁷

The finite element method has a relative margin of error based on the premises that are worked with. The error depends on the number and type of elements, geometry, material properties, boundary conditions, and loads applied. When detailed geometry is necessary, the type and size of elements used can be changed as in the refinement of the mesh, so stress pat-

terns can be more reliable. To define the geometry of the FEM models, various three-dimensional reconstruction techniques by means of two-dimensional images have been used, such as in photographic reconstruction,¹⁰ computer tomography (CT) scans of dry skulls,^{5,6,8,9} and a technique that involved embedding the mandible in plastic resin and cutting serial sections.⁵ Hart et al⁵ compared the latter two methods, proving that only minor positional errors (on the order of 1 mm) were found in the CT technique, indicating this one as the most reliable method.

Mechanical properties of the anatomic structures have been defined based on the literature.^{6,8-10} This is due to ethical considerations, scarcity of fresh material for laboratory testing, and the difficulty of constructing probe systems.

Based on anatomic evidence, masticatory muscles have been modeled with multiple force vectors^{6,8,9} or a resultant muscle force for each one.¹⁰ The first method is more reliable, because using only one force vector can distort stress patterns. Therefore, results obtained with these types of studies should be analyzed with caution, keeping individual variations and the different objectives in mind.

Given the above, the aim of this study was to create a three-dimensional finite element model of the mandible and the temporomandibular joint from a living subject.

Materials and Methods

The mandible and the TMJ were modeled based on two-dimensional images from a computerized helicoidal axial tomography (Picker PQ 5000; Picker

rar un modelo tridimensional de elementos finitos con base en la información de un sujeto vivo.

Palabras claves: Método de Elementos Finitos (FEM), modelo tridimensional, mandíbula, articulación temporomandibular (ATM), Bioingeniería, Modelación ósea.

Introducción

Se han realizado estudios directos e indirectos con el fin de determinar el comportamiento biomecánico del sistema estomatognático. Los indirectos se pueden dividir en varios tipos, comparativos que intentan relacionar los cambios anatómicos micro y macrocópicos con la función mandibular^{1,2}, modelos mandibulares fotoelásticos^{3,4}, modelos numéricos, que incluyen los modelos de elementos finitos^{5,11} y contribuciones teóricas¹²⁻¹⁴. Los estudios directos^{15,16}, pueden usar transductores colocados directamente en la ATM. Dichos estudios han sido realizados únicamente en animales, debido a consideraciones éticas que impiden su ejecución en humanos. La variabilidad entre las especies y la invasión del espacio articular, distorsionan la función normal y limitan las conclusiones de estos estudios. Para superar estas limitaciones, se comenzó a utilizar el método de elementos finitos (FEM) para determinar las distribuciones de esfuerzos. Sin embargo, los primeros estudios no fueron completamente confiables ya que eran realizados en modelos bidimensionales¹¹. Más adelante, gracias a los avances tecnológicos, fue posible desarrollar modelos tridimensionales basados en el método de los elementos finitos^{5,6,8-10}.

El objetivo del método de elementos finitos, es encontrar una solución a un problema complejo, convirtiéndolo en varios problemas sencillos¹⁷. Esto se logra dividiendo la estructura en un número finito de elementos, que se conectan entre sí por medio de nudos. El comportamiento mecánico de cada elemento, se puede describir en función del desplazamiento (análisis de rigidez por desplazamiento) de los nudos sometidos a ciertas condiciones de carga. Los grados de libertad de cada nodo se definen como la posibilidad de movimiento en seis direcciones diferentes. El método no toma el cuerpo como una unidad, sino como una estructura compuesta por múltiples partes (elementos finitos) donde se pueden identificar las deformaciones y los esfuerzos. Así, la suma del comportamiento de los diferentes elementos, genera un modelo que es similar a la estructura global que representa¹⁷. El método de elementos finitos tiene un margen de error relativo que depende del tipo y número de elementos, que se complementan con la geometría, propiedades de los materiales, condiciones de frontera y cargas aplicadas. Cuando se requiere una geometría detallada, el tipo y tamaño de los elementos finitos usados pueden ser cambiados para mejorar el refinamiento de la malla. De esta manera, las distribuciones de esfuerzos pueden ser más confiables. Para definir la geometría de los FEM, se han utilizado diferentes técnicas de reconstrucción tridimensional a partir de imágenes planas, entre ellas la reconstrucción por medio de fotografías¹⁰, TAC, imágenes escaneadas de cráneos secos^{5,6,8,9} y técnicas que involucran secciones consecutivas de mandíbulas embebidas en resinas⁵. Hart y col.⁵ compararon los dos últimos métodos y encontraron errores de recons-

trucción mínimos (Del orden de 1 mm) a partir de las imágenes planas en acetato del TAC, lo que hace ambos métodos confiables.

Debido a consideraciones éticas, a la dificultad de conseguir material fresco para las pruebas de laboratorio y a la dificultad de construir mecanismos de prueba, las propiedades mecánicas de las estructuras anatómicas se han definido a partir de la literatura^{6,8-10}.

Basados en la evidencia anatómica, los músculos masticatorios se han modelado como múltiples vectores de fuerza^{6,8,9}, o como un vector resultante para cada uno de los músculos masticatorios¹⁰. El primer método es más confiable debido a que usar solo un vector de fuerza puede distorsionar los patrones de esfuerzo.

El propósito de este estudio fue crear un modelo matemático tridimensional de elementos finitos de la mandíbula y de la articulación temporomandibular a partir de un sujeto vivo.

Materiales y métodos

La mandíbula y la articulación temporomandibular, se modelaron a partir de imágenes planas obtenidas de un TAC (Picker PQ 5000; Picker International, Inc; Ohio) del cráneo de un joven de 22 años que firmó previamente un consentimiento informado. Los criterios de inclusión fueron: Paciente adulto, en buenas condiciones generales y dentales, sin estar tomando ningún tipo de medicamento, dentición permanente completa con al menos todos los segundos molares permanentes, sin ningún tipo de restauraciones metálicas en la cavidad oral, ausencia de signos y síntomas de desórdenes craneofaciales, perfil ortognático, relación molar clase

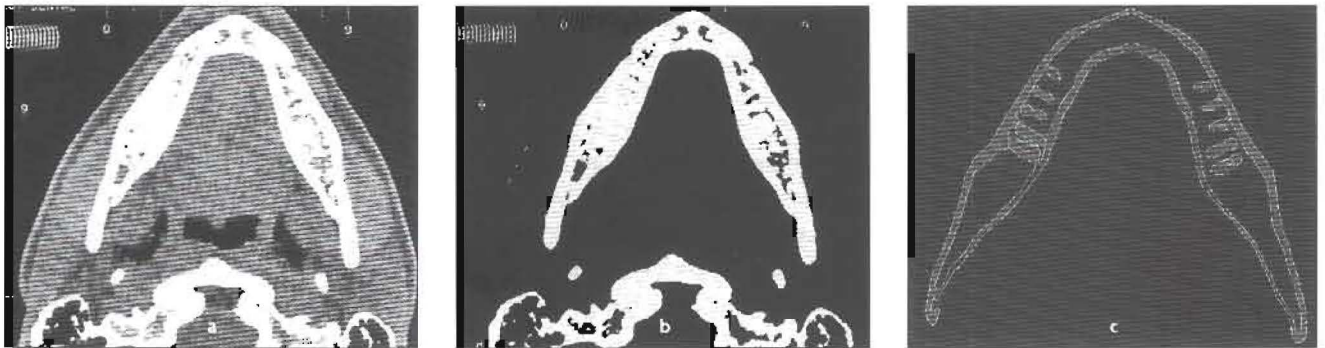


Fig 1 (a) CAT image. (b) hard tissue-CAT image. (c) scanned image and manual digitalization.

Fig. 1 (a) Imagen tomográfica, (b) Imagen tomográfica de tejidos duros, (c) Imagen escaneada y digitalizada manualmente.

International, Ohio) of the cranium of a living 22-year-old male, from whom an informed consent was obtained. Inclusion criteria were as follows: adult patient, overall good general and oral health conditions, lack of any type of metal restoration in the oral cavity, not taking any medication at the time of the study, complete permanent dentition with at least all second permanent molars, absence of any signs or symptoms of craniofacial disorder, Class I molar relationship, orthognathic profile, and no previous history of orthodontic treatment.

A series of parallel and horizontal tomographic sections were obtained which extended from the lower border of the mandible up to 1 cm above the glenoid fossa and incorporated all the information corresponding to the anatomy of the mandible, the TMJs, and masseter, anterior temporalis, and lateral and internal pterygoid muscles. Tomographic sections were taken every three millimeters in the body and ramus of the mandible and every millimeter in the condylar area.

Subsequently, tracings were scanned and transferred in a digital format to AutoCAD 14 (Autodesk, Los Angeles, CA, USA). This made it possible to establish a global coordinate system and review the scale used in such a manner that allowed the consecutive assembly of images. The contours of the mandibular hard tissue were then manually digitized (Fig 1).

Once a system of uniformly separated horizontal curves was constructed (Fig 2), a vertical tracing was done attempting to create average sizes of rectangles. Afterwards, a three-dimensional surface with 3D FACE elements was defined, traced, and interconnected in space with the objective of converting the mandible into a single body. The 3D FACE elements served as a base for the construction of the finite element mesh. Once the geometry was determined, the model was exported to a COSMOS 2.5 program (Structural Research and Analysis, Los Angeles, CA, USA), where the finite element mesh was generated. The cancellous bone of the mandible was modeled with solid tetrahedral elements and the cortical bone with shell-type elements 2 mm thick. The mandible was divided into four areas:

- 1) symphyseal,
- 2) canine and premolar,
- 3) first, second and third molars, and
- 4) ramus.

This was done to differentiate the properties of each mandibular area^{8,9} (Fig 3).

Twelve teeth – incisors, canines, premolars and first molars – were modeled as independent three-dimensional elements. This was carried out in a manner that would allow the modeling of the alveolus, teeth, and mandible separately. By limiting the alveolar zone, it was possible to consolidate the periodontal ligament with shell-type elements having a thickness of 1.5 mm, while teeth were modeled with solid tetrahedral elements. The anatomy of the condyle was used to model the temporal bone. For this, an offset of the condyle was made and the fossa was recontoured in order to obtain a convex surface, which was modeled with shell-type elements 5 mm thick.

Fig 2 Superimposition of consecutive CAT-scan sections.

Fig. 2 Superposición de secciones consecutivas de cortes tomográficos.

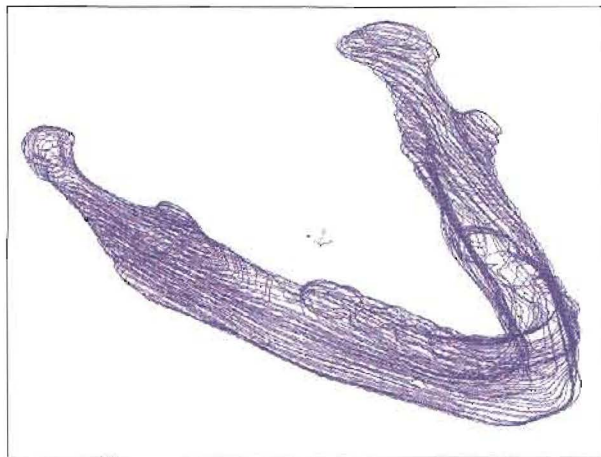
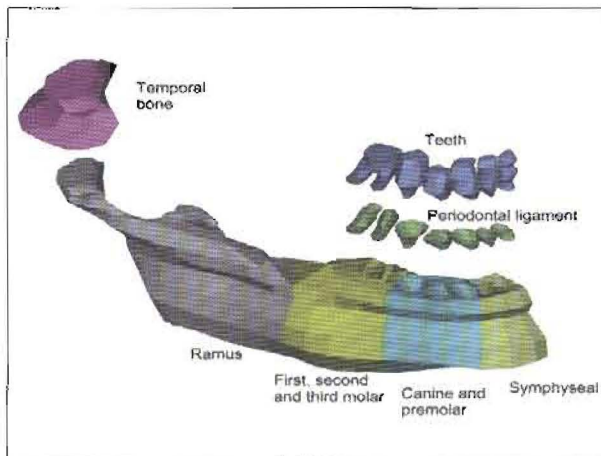


Fig 3 Division of hard and soft tissue geometry modeled with FEM. Four different zones of cortical and cancellous bone.

Fig 3 División geométrica de tejidos duros y blandos modelados con Elementos finitos (FEM). Se identifican cuatro diferentes zonas de hueso cortical y esponjoso.



l y sin tratamiento ortodóncico previo. Con el fin de obtener toda la información correspondiente a la anatomía de la mandíbula, de las ATM y de los músculos masetero, temporal anterior y pterigoideo interno y externo, se realizó una serie de cortes tomográficos horizontales y paralelos que se extendieron desde el borde inferior de la mandíbula hasta un centímetro por encima de la fosa glenoidea. Los cortes tomográficos se hicieron cada tres milímetros en el cuerpo y en la rama de la mandíbula y cada milímetro en el área condilar.

Los cortes fueron escaneados y los contornos de los tejidos duros mandibulares se digitalizaron manualmente en Autocad 14 (Autodesk, Los Angeles,

CA, USA). En las imágenes, se estableció un sistema global de coordenadas con base en la escala utilizada, de tal manera que fue posible ensamblarlas de manera consecutiva (Fig 1).

Una vez se construyó un sistema de curvas horizontales separadas uniformemente (Fig. 2), se hicieron trazados verticales con el fin de crear rectángulos de tamaño promedio. Luego, se definió una superficie tridimensional con elementos tipo 3D FACE, que se trazaron y se interconectaron en el espacio, con el objeto de convertir la mandíbula en un solo cuerpo. Los elementos 3D FACE sirvieron como base para la construcción de la malla de elementos finitos. Posterior a la definición

de la geometría, el modelo se exportó al programa COSMOS 2.5 (Structural Research y Analysis Corp), donde se generó la malla de elementos finitos. El hueso esponjoso de la mandíbula se modeló con elementos sólidos tetraédricos y el hueso cortical con elementos tipo membrana, los cuales tuvieron 2 milímetros de espesor. La mandíbula se dividió en cuatro áreas:

- 1) Sinfisis,
- 2) Canina y premolar,
- 3) Primero, segundo y tercer molar
- 4) Rama

Esto se hizo para diferenciar las propiedades de cada área mandibular^{8,9} (Fig. 3). Los doce dientes: incisivos, caninos, premolares y primeros molares, se modelaron como elementos tridimensionales independientes, de manera que fuera posible simular el alvéolo, los dientes y la mandíbula de manera separada. Al delimitar la zona alveolar, fue posible consolidar el ligamento periodontal con elementos tipo membrana de un espesor de 1.5 milímetros, mientras que los dientes se modelaron como elementos sólidos tetraédricos. La anatomía del cóndilo se utilizó para modelar el hueso temporal, al copiarla y contornearla con el fin de obtener una superficie convexa que fue modelada con elementos tipo membrana de 5 milímetros de espesor. La cavidad del disco articular fue modelada con 2 milímetros de espesor, basados en medidas promedio reportadas por Hansson y Nordstrom en 1977¹⁰. El modelo de elementos finitos, se hizo con una combinación simultánea de elementos de rigidez axial y de contacto, los cuales fueron colocados de forma paralela sobre nudos comunes, de manera que fue posible combinar ambos efectos y representar el comportamiento del disco articular en un

The cavity of the articular disk was modeled with 2 mm thickness, based on average measurements reported by Hansson and Nordstrom in 1977.¹⁸ Finite element modeling was done by a simultaneous combination of spring-type (axial stiffness) and gap-type (contact) elements. These elements were placed in parallel form on common nodes, so that both effects would be combined and the behavior of the disk could be accurately represented in a system termed Restricted Rigidity by Displacement (RRD) (Fig 4). The gap defines the maximum capacity of the articular disk to be compressed. Maximum flattening capacity is given by the unitary elastic deformation (ϵ) in the compression test. The spring gives the linear mechanical property of the articular disk defined from a force-displacement curve from which the elastic modulus (E) was obtained.¹⁹ When the stomatognathic system is at rest, the gap is open and the spring is relaxed. When a load is applied, the gap starts closing, following the linear behavior of the spring by which the load is transmitted. When maximum flattening is obtained, the gap closes and starts transmitting the load, while the spring also continues to do so. In this case, the force obtained in the arrival node is the combination of the force transmitted by the spring and the gap.

In order to define the mechanical properties of the mandible, the values of the elastic or Young modulus (E), the Poisson ratio (ν), and shear strength modulus (G) were taken from the literature (Table 1). These were orthotropic (varying characteristics in the X, Y and Z axis) for cortical and cancellous bone and isotropic (identical characteristics in said axis) for dentin, periodontal ligament, articular disk, and temporal

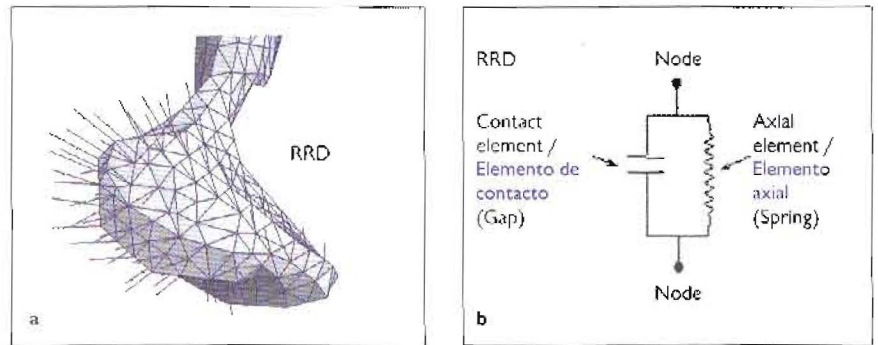


Fig 4 Modeling of articular disk with gap-type (contact) and spring-type (axial stiffness) elements: Restricted Rigidity by Displacement system (RRD). a) Distribution of the RRD elements over the condyle. b) Mathematical model of the RRD system.

Fig. 4 Modelación del disco articular con elementos de rigidez axial y elementos de contacto integrados en el sistema de Rigidez Restringida por Desplazamiento (RRD). a) Distribución del sistema RRD sobre la superficie del cóndilo, b) Modelo matemático que representa el sistema RRD.

bone. The mechanical characteristics of the articular disk were assigned to the elements of RRD, based on studies of mechanical properties of such tissue.¹⁹ Masticatory muscles participating in mandibular closing movements – including the anterior temporalis, masseters and internal and lateral pterygoids – were also modeled. It was decided to model each one as a fiber bundle (multiple force vectors) that had an anatomical direction, inserted and distributed in the tendon area³⁰ (Fig 5). The model's boundary conditions were defined in the nodes on the periphery of the temporal bone, with each node possessing six degrees of freedom.

A convergence test was done to minimize the margin of error of the FEM mesh. Ten different finite element models with increasing number of elements were constructed, starting with 5000 elements.

Results

A finite element model of a mandible with a complete dentition and the TMJ from a live subject was created. The model consisted of 7942 nodes and 41,010 elements, which were solid, tetrahedral of 4 nodes for cancellous bone, dentin, and shell-type, and triangular of three nodes for periodontal ligament and cortical and temporal bone. Moreover, it consisted of six degrees of freedom per node, which implied that displacements and rotations were evaluated. The convergence test demonstrated that the margin of error was minimal after 41,010 elements (Fig 6).

Table 1 Orthotropic and isotropic material properties assigned to finite element model. For each section, X is assumed in the long axis of the mandible, Y is perpendicular to X and tangent to the cortical cross-section, and Z is perpendicular to the XY plane.

Tabla 1 Propiedades mecánicas ortotrópicas e isotrópicas definidas en el modelo de elementos finitos. Para cada sección, el eje X se asume a lo largo de la mandíbula, el eje Y será perpendicular al eje X y tangente a la sección transversal del hueso cortical, Z será perpendicular al plano XY, cumpliendo la regla de la mano derecha.

Material / Material	Elastic Modules (E) [GPa] Module Elasticidad			Poisson's Ratio (ν) [μ] Relación de poisson			Shear Modules (G) [GPa] Modulo Cortante		
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ	XY	YZ	XZ
Cortical Bone / Hueso Cortical									
- Symphyseal ^{1,2 **} / Sinfisis ^{1,2 **}	22.9	14.2	10.5	0.19	0.31	0.29	6.0	3.7	4.8
- Canine-premolar ^{1,2 **} / Canino-premolar ^{1,2 **}	25.5	14.5	10.2	0.15	0.30	0.25	6.2	3.4	5.0
- First, second and third molar ^{1,2 **} / Primer, Seg. y tercer molar ^{1,2 **}	19.6	13.8	10.6	0.38	0.23	0.47	6.2	4.1	5.4
- Ramus ^{3,4} / Rama ^{3,4}	17.0	6,9	8.2	0.31	0.33	0.31	4.6	2.9	2.8
Cancellous Bone ⁵ / Hueso Cancelar									
- Symphyseal / Sinfisis	0.96	0.39	0.32	0.30	0.30	0.30	0.17	0.13	0.09
- Canine-premolar / Canino-premolar	0.96	0.39	0.32	0.30	0.30	0.30	0.17	0.13	0.09
- First, second and third molar / Primer, Seg. y tercer molar	0.96	0.39	0.32	0.30	0.30	0.30	0.17	0.13	0.09
- Ramus / Rama	0.96	0.39	0.32	0.30	0.30	0.30	0.17	0.13	0.09
Articular Disk ^{6,7} / Disco articular ^{6,7}	0.00180	0.00180	0.00180	0.40	0.40	0.40			
Dentin ⁸ / Dentina ⁸	17.6	17.6	17.6	0.25	0.25	0.25			
Periodontal Ligament ^{9,10,11} / Ligamento Periodontal ^{9, 10, 11}	0.0028	0.0028	0.0028	0.45	0.45	0.45			
Temporal Bone ^{1*} / Hueso Temporal ^{1*}	13.7	13.7	13.7	0.30	0.30	0.30			

* Assumed as cortical bone / Se asume como hueso cortical; ** Average value / Valor promedio

¹ Dechow et al. (1993), ² Dechow et al. (1992), ³ Arendts and Sigolotto (1989), ⁴ Arendts and Sigolotto (1990), ⁵ Turner et al (1990),

⁶ Chen and Xu (1994), ⁷ Mc Minn and Hutchings (1977), ⁸ Craig and Peyton (1958), ⁹ Mandel et al (1986), ¹⁰ Wider et al (1976),

¹¹ Ralph (1982)

sistema llamado Rigidez Restringida por Desplazamiento (RRD) (Fig.4). El elemento de contacto define la capacidad máxima que tiene el disco articular para deformarse por compresión. La capacidad máxima de aplastamiento está dada por la deformación elástica unitaria (ϵ) obtenida en una prueba de carga axial. El elemento de rigidez axial da las propiedades mecánicas lineales del disco articular definidas desde la curva fuerza-desplazamiento a partir de la cual se obtuvo el módulo de elasticidad (E)¹⁹.

Cuando el sistema estomatognático está en reposo, el elemento de contacto está abierto y el de rigidez axial está relajado. Cuando la carga es aplicada, el elemento de contacto comienza a cerrarse proporcionalmente al comportamiento del elemento de rigidez axial, a través del cual se transmite la carga. Cuando ocurre el aplastamiento máximo del disco, el elemento de contacto se cierra y comienza a transmitir la carga de manera simultánea con el elemento de rigidez axial. En este caso, la fuerza que se obtiene

en el nodo de llegada es la combinación de las fuerza transmitida por ambos elementos.

Las propiedades mecánicas de los materiales que componen la mandíbula como el modulo elástico o de Young (E), la relación de Poisson (ν) y el Módulo de cortante (G), se tomaron de la literatura (Tabla 1). Estos fueron ortotrópicos (las características varían con respecto a los ejes X, Y y Z) para el hueso cortical y esponjoso e isotrópicos (características idénticas para los ejes mencionados) para la dentina, el

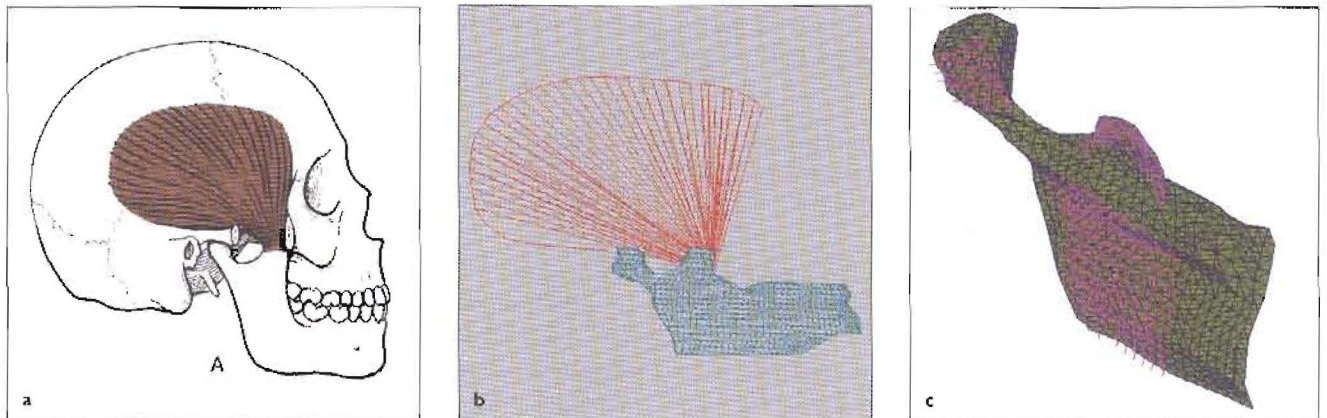


Fig 5 a) Anatomic distribution of the temporal muscle. b) Fiber bundle with anatomical direction (directors cosines). c) Multiple parallel vectors simulating muscle loads.

Fig. 5 a) Distribución anatómica del músculo temporal. b) Haz de fibras con direcciones anatómicas (cosenos directores). c) Grupo de vectores que simulan las cargas musculares aplicadas.

Discussion

Mandibular biomechanics has been studied broadly through different experimental approaches. Although most methods have revealed interesting results, they present significant limitations. Direct methods^{16,25,31}, such as those which use the insertion of piezoelectric foils on the TMJ, only provide measurements of specific points and are difficult to insert and stabilize. The invasive nature does not make them completely reliable, since the placement of foils in the articular space can alter stresses generated during normal physiological function. Strain gauges have been placed in ramus, corpus, and subcondylar areas, giving only an approximation of the mechanical behavior. Among the indirect methods, descriptive or comparative studies^{1,2} are useful in obtaining macroscopic information, but do not assess specific articular loads. On the other hand, photoelastic studies^{3,4} also present limitations, since they require a model of

each structure to be studied and do not reproduce its mechanical properties.

Lastly, the numerical models, which include finite element analysis, have been used satisfactorily in the field of biomechanics due to certain advantages: they allow simulation of geometry and mechanics of a real object, the mechanical behavior of the model is similar to that of the real object, internal stresses can be quantified in the model, and the point of exertion, magnitude, and direction of any given force can be readily changed in order to simulate different situations.¹⁰ In general, FEM is an important complement to other experimental methods that seek to determine the stress distribution and deformation patterns of complex biological structures.

The model generated consisted of 7942 nodes, 41,010 elements and 47,652 degrees of freedom. Comparisons with models of similar studies indicate that the values of the elements and nodes were greater than those report-

ed by Tanaka et al¹⁰ (2088 nodes and 1105 elements), Koriath et al⁶ (5580 nodes and 4572 elements) and Koriath and Hannam^{8,9} (7375 nodes and 5926 elements). In order to determine the adequate number of divisions, a convergence test was performed demonstrating that the margin of error was minimal after 41,010 elements. This test gives the optimum mesh with which the reliability of results can be improved.

Some studies based on FEM are two-dimensional, simplifying aspects such as geometry;^{7,11} however, several papers based on three-dimensional FEM have been published. Some were based on computerized axial tomograms^{5,6,8,9} and others on photographs of sections of dry skulls.^{10,11} The method that sections the mandible presents significant limitations due to the loss of bone, the technical difficulty in obtaining sections with a uniform thickness, destruction of the specimen, and the time and effort required in its preparation.⁵ Koolstra and Van Eijden³² and Chen

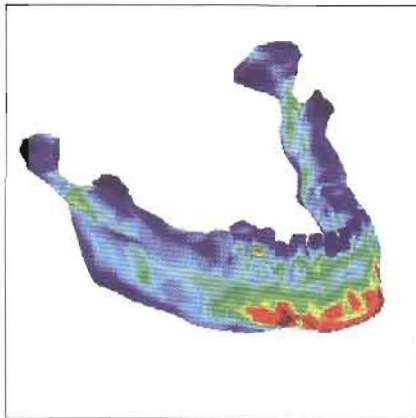


Fig 6 Finite element model loaded with a chin cup type force.

Fig. 6. Modelo de elementos finitos cargado con la fuerza de una mentonera de tracción occipital.

ligamento periodontal, el disco articular y el hueso temporal. Las características mecánicas del disco articular fueron asignadas al sistema RRD, basados en estudios de las propiedades mecánicas de este tejido¹⁹.

También se modelaron los principales músculos masticatorios que intervienen en los movimientos de cierre mandibular como son: temporal anterior, masetero, y pterigoideos interno y externo. Cada uno de los músculos se modeló como un haz de fibras (múltiples vectores de fuerza) que coinciden con la dirección anatómica, insertados y distribuidos en el área del tendón³⁰ (Fig. 5). Las condiciones de frontera del modelo se definieron en los nudos de la periferia del hueso temporal, restringiendo los seis grados de libertad. Se realizó un prueba de convergencia del modelo para minimizar el error en la malla de elementos finitos, para diez modelos a los cuales se les cambio el número de elementos, comenzando a partir de 5000.

Resultados

Se creó el modelo matemático de elementos finitos de una mandíbula con dentición completa y la ATM de un sujeto vivo. El modelo constó de 7942 nudos y 41010 elementos, los cuales fueron sólidos tetraédricos de cuatro nudos para el hueso cortical y la dentina, y tipo membrana triangulares de tres nudos para el ligamento periodontal, el hueso cortical y el temporal. Además, tuvo seis grados de libertad por nudo, lo que permitió evaluar los desplazamientos y las rotaciones. La prueba de convergencia mostró que el error resultante fue mínimo para el modelo de 41010 elementos (Fig. 6).

Discusión

La biomecánica mandibular ha sido estudiada ampliamente y con diferentes enfoques experimentales. Aunque la mayoría de los métodos han tenido resultados interesantes, tienen limitaciones significativas. Los métodos directos^{16,25,31}, que son aquellos que insertan laminas piezoeléctricas en la ATM, solo proveen medidas en puntos específicos y las láminas son difíciles de insertar y estabilizar. Su naturaleza invasiva los hace poco confiables, ya que la ubicación de las láminas en el espacio articular alteran los esfuerzos generados durante la función normal en el animal. También se han ubicado deformímetros en la rama, el cuerpo mandibular y en las áreas subcondilares; los cuales dan una aproximación del comportamiento mecánico. Entre los métodos indirectos están los descriptivos o estudios comparativos^{1,2} que son útiles para obtener información macroscópica, pero no para esta-

blecer cargas articulares específicas. Por otro lado, los estudios fotoelásticos^{3,4} también tienen limitaciones ya que requieren un modelo de cada estructura estudiada que no represente sus propiedades mecánicas.

Por último, los modelos numéricos en los que se incluyen los análisis de elementos finitos, se han utilizado satisfactoriamente en el campo de la biomecánica, debido a sus múltiples ventajas: Permiten simular la geometría y las características mecánicas de un objeto real, de tal manera que el comportamiento mecánico del modelo matemático es similar al del objeto real. Los esfuerzos internos se pueden cuantificar en el modelo, la magnitud, dirección y punto de aplicación de la carga, se puede cambiar fácilmente para simular situaciones diferentes¹⁰. En general, el FEM es un complemento importante para los métodos experimentales que buscan determinar la distribución de esfuerzos y deformaciones de estructuras biológicas complejas.

El modelo generado constó de 7942 nudos, 41010 elementos y 47652 grados de libertad. Las comparaciones con otros modelos de estudios similares, indican que el número de elementos y nudos utilizados fueron mayores que los reportados por Tanaka y col. (2088 nudos y 1105 elementos), Koriath y col.⁶ (5580 nudos y 4572 elementos) y Koriath y Hannam^{8,9} (7375 nudos y 5926 elementos). Con el fin de determinar un número mínimo de elementos en el modelo, se hizo una prueba de convergencia y se demostró que el error fue mínimo después de 41010 elementos. Esta prueba proporciona una malla óptima con la cual los resultados pueden ser más confiables.

Algunos estudios basados en el FEM son bidimensionales, lo que simplifica aspectos como la geometría^{7,11}; mientras que

and Xu⁷ discussed the importance of generating models based on the real anatomy of live subjects and were the first to utilize imaging techniques, such as magnetic resonance, in order to obtain mandibular models.

Given the way in which the articular disk was generated, the model has the possibility of evaluating only compression and can dissipate stresses based on the strain and flattening capacity. The advantage of modeling with the RRD system is that the zones where perforations can appear can be identified and the limit of maximum flattening can be established. In this manner, the behavior of the disk is represented accurately. On the other hand, a mandible with a complete dentition and the TMJs were generated, and the orthotropic properties of cortical and cancellous bone were taken into account. This was important because in cases where bone is modeled with isotropic elastic properties, a maximum error of up to 45° in the prediction of the orientation of the principal axes of stresses is possible.³³ This, for example, was also taken into account

by some studies, such as those reported by Koriath et al,^{6,8,9} but was not by others, such as Tanaka et al.¹⁰

In this study, muscles were modeled as fiber bundles and multiple force vectors were oriented in the direction of muscle fibers and distributed in the insertion area. This modeling permitted the distribution of the resultant muscle force in the vectors, presenting an advantage with respect to other studies that used a single vector.^{5,10,32} Since muscle force is distributed over a greater area, it resembles real conditions more accurately and avoids distortion in the stress and strain analysis.

This study contributed to the advancement of modeling methods since it was based on information from a living subject, which made it possible to generate a model that can be used in future studies with variations and modifications, allowing the description and prediction of different biomechanical mandibular situations.

□

Acknowledgments

Financial support for this project is being provided by Instituto Colombiano para el Desarrollo de la Ciencia y la Tecnología (COLCIENCIAS), Ministry of Communications, from Colombia Grant No. 1228-14-10711 contrato CECAB 008-011/00, the Institute of Health Sciences (CES) and Eafit University. The authors also wish to thank Dr. Juan Esteban Gutierrez and CEDIMED for the acquisition and evaluation of the CT, the engineer Oscar Ruiz and his students for the processing of the tomographic images, engineer Juan Manuel Hincapié for his unwavering assistance, Drs. Paul Dechow, Peter Buschang and Tom Koriath for reviewing a preliminary manuscript and for their valuable comments, and Dr. Juan Manuel Cardenas for his help with the English version of the paper.

References

1. Moffett B. The morphogenesis of the temporomandibular joint. *Am J Orthod* 1966; 52:401-415.
2. Oberg T, Carlsson GE, Fajers CM. The temporomandibular joint. A morphologic study on a human autopsy material. *Acta Odontol Scand* 1971;29:349-384.
3. Ralph JP, Caputo AA. Analysis of stress patterns in the human mandible. *J Dent Res* 1975;54:814-821.
4. Standlee JP, Caputo AA, Ralph JP. Stress trajectories within the mandible under occlusal loads. *J Dent Res* 1977;56:1297-1302.
5. Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC. Modeling the biomechanics of the mandible. a three-dimensional finite element study. *J Biomech* 1992;25:261-286.
6. Koriath TW, Romilly DP, Hannam AG. Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am J Phys Anthropol* 1992;88:69-96.
7. Chen J, Xu L. A finite element analysis of the human temporomandibular joint. *J Biomech Eng* 1994;116:401-407.
8. Koriath TW, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res* 1994;73:56-66.
9. Koriath TW, Hannam AG. Mandibular forces during simulated tooth clenching. *J Orofac Pain* 1994;8:178-189.
10. Tanaka E, Tanne K, Sakuda M. A three-dimensional finite element model of the mandible including the TMJ and its application to stress analysis in the TMJ during clenching. *Med Eng Phys* 1994;16:316-322.
11. DeVoch LJW, Goel VK, Zeitler DL, Lew D. A study of the control of disc movement within the temporomandibular joint using the finite element technique. *J Oral Maxillofac Surg* 1996;54: 1431-1437.
12. Smith RJ. Mandibular biomechanics and temporomandibular joint function in primates. *Am J Phys Anthropol* 1978;49:341-349.

han sido publicados muchos otros estudios basados en análisis tridimensionales; algunos de los cuales se basan en tomografías axiales^{5,6,8,9} y otras en fotografías de cortes de cráneos secos^{10,11}. El método de los cortes presenta limitaciones debido a la pérdida de hueso de la mandíbula lo que no garantiza un espesor uniforme, destrucción del espécimen y el tiempo y el esfuerzo que se requiere para su preparación⁵. Koolstra y Van Eijden²² en 1992 y Chen y Xu⁷ en 1994 discutieron la importancia de generar modelos basados en la anatomía real de sujetos vivos y fueron los primeros en usar técnicas de imágenes, como la resonancia magnética, para obtener modelos mandibulares.

Debido a la manera como se generó el disco articular, el modelo matemático tiene la posibilidad de evaluar únicamente la compresión y puede disipar los esfuerzos con base en la deformación y la capacidad de aplastamiento. La ventaja de modelar con el sistema RRD es que se pueden identificar las zonas donde podrían aparecer perforaciones, y establecer el límite del aplastamiento máximo. Así, queda representado el comportamiento del disco articular, de manera adecuada.

Por otro lado, se generó una mandíbula con dentición completa y su ATM, donde las propiedades ortotrópicas del hueso cortical y esponjoso se tomaron en cuenta. Esto es importante, ya que en casos donde el hueso se modela con propiedades elásticas isotrópicas, es posible encontrar un error mayor del 45% en la predicción de la orientación de los ejes principales de esfuerzos²³. Esta consideración, fue tomada en cuenta por estudios como los reportados por Koriath y colaboradores^{6,8,9}, y no fue considerada en otros como el de Tanaka y colaboradores¹⁰. En este estudio, los músculos se mode-

laron como haces de fibras donde los múltiples vectores de fuerza se orientaron en la dirección de las fibras musculares y se distribuyeron en el área de inserción. Este sistema de modelación permitió la distribución de la fuerza muscular resultante en múltiples vectores, lo cual representa una ventaja en relación con otros estudios que utilizan solo un vector^{5,10,32}. Debido a que la fuerza muscular se aplica en un área grande, se asemeja más a las condiciones reales y evita distorsiones en el análisis de esfuerzos y deformaciones.

Este estudio contribuyó a los avances en los métodos de modelado ya que se basa en la información de un sujeto vivo lo cual hizo posible generar un modelo que se puede usar en estudios futuros con variaciones y modificaciones que permiten la descripción y predicción de situaciones diferentes. □

Agradecimientos

Este proyecto fue financiado por el Instituto Colombiano para el Desarrollo de la Ciencia y la Tecnología (COLCIENCIAS), El Ministerio de Comunicaciones de Colombia, el Instituto de Ciencias de la Salud CES y la Universidad Eafit. Los autores también agradecen al Doctor Juan Esteban Gutiérrez y a CEDIMED por la adquisición y evaluación de los TAC, al ingeniero Oscar Ruiz y a sus estudiantes por el procesamiento de las imágenes tomográficas, al ingeniero Juan Manuel Hincapié por su ayuda incondicional, a los Doctores Paul Dechow, Peter Buschang y Tom Koriath por revisar el manuscrito preliminar y por sus valiosos comentarios y al Doctor Juan Manuel Cárdenas por su ayuda con la versión en inglés de este artículo.



Maria Clara
Castaño

DDS, Institute of Health Sciences, CES, Medellín, Colombia.
Orthodontist, Institute of Health Sciences, CES, Medellín, Colombia.
Researcher, Bioengineering Investigation Group, GIB, Medellín, Colombia.
Orthodontic resident, Saint Louis University, St. Louis, MO, USA.

Odontóloga, Ortodoncista.
Instituto de Ciencias de la Salud, CES, Medellín-Colombia.
Residente Postgrado de Ortodoncia.
St. Louis University, EE.UU.A.



Uriel Zapata

Civil Engineer, Escuela de Administración, Finanzas y Tecnologías (EAFIT), Medellín, Colombia.
M. Sc. in Structures, Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), Mexico City, Mexico.
Associate Professor, EAFIT University, Medellín, Colombia.
Researcher Bioengineering Investigation Group, GIB, Medellín, Colombia.

Ingeniero Civil, Universidad EAFIT, Medellín-Colombia.
M. Sc en Estructuras, UNAM, Ciudad de México, México.
Profesor Asociado, Universidad EAFIT, Medellín-Colombia.
Investigador Grupo de Investigación en Bioingeniería, GIB, Medellín-Colombia.

13. Hatcher DC, Faulkner MG, Hay A. Development of mechanical and mathematics models to study temporomandibular joint loading. *J Prosthet Dent* 1986;55:377-384.
14. Smith DM, McLachlan KR, McCall WD. A numerical model of temporomandibular joint loading. *J Dent Res* 1986;65: 1046-1052.
15. Brehnan K, Boyd RL, Laskin J, Gibbs CH, Mahan P. Direct measurement of loads at the temporomandibular joint in *Macaca arctoides*. *J Dent Res* 1981;60:1820-1824.
16. Boyd RL, Gibbs CH, Mahan PE, Richmond AF, Laskin JL. Temporomandibular joint forces measured at the condyle of *Macaca arctoides*. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;97:472-479.
17. Rao SS. The finite element Method in Engineering. Great Britain: A Wheaton & Co. Ltd., 1992:22-25.
18. Hansson T, Nordstrom B. Thickness of the soft tissue layers and articular disk in temporomandibular joints with deviations in form. *Acta Odontol Scand*. 1977;35:281-288.
19. Chin LP, Aker FD, Zarrinnia K. The viscoelastic properties of the human temporomandibular joint disc. *J Oral Maxillofac Surg* 1996;54:315-318.
20. Dechow PC, Nail GA, Schwartz-Dabney CL, Ashman RB. Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone. *Am J Phys Anthropol* 1993;90:291-306.
21. Dechow PC, Schwartz-Dabney CL, Ashman RB. Elastic properties of the human mandibular corpus. In: Goldstein SA, Carlson DS (eds). *Bone biodynamics in orthodontic and orthopaedic treatment*. Ann Arbor: Craniofacial Growth Series, Center of Human Growth and Development 1992:299-314.
22. Arendts FJ, Sigolotto C. Standardabmessungen Elastizitätskennwerte und Festigkeitsverhalten des Humanunterkiefers Teil I. *Biomed Technik* 1989;34:248-255.
23. Arendts FJ, Sigolotto C. Mechanische Kennwerte des Humanunterkiefers und Untersuchung zum „in vivo“ Verhalten des kompakten Knochengewebes. ein Beitrag zur Darstellung der Biomechanik des Unterkiefers – Teil II. *Biomed Technik* 1990;35: 123-130.
24. Turner CH, Cowin SC, Rho JY, Ashman RB, Rice JC. The fabric dependence of the orthotropic elastic constants of cancellous bone. *J Biomech* 1990;23:549-561.
25. McMinn R, Hutchings R. A color atlas of human anatomy. London: Wolfe Medical Publications, 1977:42-45.
26. Craig SC, Peyton FA. Elastic and mechanical properties of human dentin. *J Dent Res* 1958;37:710-718.
27. Mandel U, Dalgaard P, Virdik A. A biomechanical study of the human periodontal ligament. *J Biomech* 1986;19:637-645.
28. Wider GE, Tesk JA, Privilizer E. Interaction effects among cortical bone, cancellous bone, and periodontal membrane. *J Biomed Mater Res* 1976;10:613-623.
29. Ralph WJ. Tensile behavior of the periodontal ligament. *J Periodontol Res* 1982; 17:423-426.
30. Fontenot M, Block M, Kent J. Comparison of mechanical properties of the human temporomandibular joint disc and proplast II laminates. In: *Proceedings of the International Congress on Tissue Integration in Oral and Maxillofacial Reconstruction*. Belgium, 1985.
31. Hylander WL. Experimental analysis of temporomandibular joint reaction force in macaques. *Am J Phys Anthropol* 1979;51: 433-456.
32. Koolstra JH, Van Eijden TM. Application and validation of a three-dimensional mathematical model of the human masticatory system in vivo. *J Biomech* 1992;25:175-187.
33. Cowin SC, Hart RT. Errors in the orientation of the principal stress axes if bone tissue is modeled as isotropic. *J Biomech* 1990;23:349-352.

Addresses / Direcciones:

Maria Clara Castaño
3261 Sulphur No 4
Saint Louis, MO 63139, USA

Uriel Zapata
Cra. 49 No 7 sur-50
Departamento de Ingeniería Mecánica,
Universidad Eafit
Medellin, Colombia

Andrea Pedroza
Calle 18 sur No 24-11
Apartamento 801
Medellin-Colombia

Juan Diego Jaramillo
Cra. 49 No 7 sur-50
Departamento de Ingeniería Civil
Universidad Eafit
Medellin, Colombia

Address / Dirección correspondencia:

Dr. Samuel Roldán
Instituto de Ciencias de la Salud, CES
Facultad de Odontología
Calle 10 A # 22-04
Medellin, Colombia
Tel: 011-574-3114373
Fax: 011-574-311-6939
E-mail: sroldan@epm.net.co

Andrea Pedroza

DDS, Institute of Health Sciences, CES. Medellin, Colombia.
 Orthodontist, Institute of Health Sciences, CES. Medellin,
 Colombia.
 Instructor, Cooperative University of Colombia, Medellin,
 Colombia.
 Private practice, Medellin, Colombia.



Odontóloga, Ortodoncista. Instituto de Ciencias de la Salud, CES.
 Medellin-Colombia.
 Docente, Universidad Cooperativa de Colombia, Medellin-Colombia.
 Práctica privada, Medellin-Colombia.

Juan Diego Jaramillo

Civil Engineer, Eafit University, Medellin, Colombia.
 Ph. D. in Structures, UNAM, Mexico City, Mexico.
 Research professor, EAFIT University, Medellin, Colombia.
 Researcher Bioengineering Investigation Group, GIB,
 Medellin, Colombia.



Ingeniero Civil, Universidad EAFIT, Medellin-Colombia.
 Ph D. en Estructuras, UNAM, Ciudad de México, México.
 Profesor investigador, Universidad EAFIT, Medellin-Colombia.
 Investigador Grupo de Investigación en Bioingeniería, GIB, Medellin-Colombia.

Samuel Roldán

DDS. Institute of Health Science, Medellin, Colombia.
 Orthodontist, Javeriana University, Bogotá, Colombia
 Assistant Professor, Institute of Health Sciences, Medellin,
 Colombia.
 Director and researcher Bioengineering Investigation Group,
 Medellin, Colombia.



Odontólogo. Instituto de Ciencias de la Salud, Medellin- Colombia.
 Ortodoncista, Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá-Colombia.
 Profesor Asistente, Instituto de Ciencias de la Salud, Medellin-Colombia.
 Director e investigador Grupo de Investigación en Bioingeniería,
 Medellin-Colombia.