

Desarrollo de un modelo FEM del complejo craneofacial para simular tratamientos en CLASE III esquelética*

María Eugenia González,¹ Juan Felipe Isaza,² Santiago Correa,³ Samuel Roldán⁴

Resumen

Introducción y Objetivo: En bioingeniería hay limitantes en la realización de experimentos sobre humanos por lo que usa el método de elementos finitos. Describir el método de reconstrucción de un cráneo completo para desarrollar un modelo de elementos finitos para posteriormente simular la acción de diferentes dispositivos para el tratamiento del prognatismo mandibular. **Materiales y Métodos:** Se reconstruyó un modelo 3D de un cráneo a partir de imágenes Topográficas. Desde dicha reconstrucción se realizó un modelo de elementos finitos que considera las diferentes estructuras anatómicas, hueso cortical, hueso esponjoso, suturas, dientes, ligamento periodontal, disco articular y músculos masticatorios. Al modelo se le asignan propiedades tomadas de la literatura para cada estructura anatómica. El modelo se restringe en todos los grados de libertad en la porción de inserción del hueso hioides de los músculos digástricos, y en el agujero magno. El mallado del modelo fue realizado en GID 8.0.9® y exportado para su análisis en ANSYS 12®. **Resultados:** Se obtuvo un modelo de elementos finitos del complejo craneofacial que considera la geometría, propiedades elásticas y restricciones anatómicas que servirá para la simulación del comportamiento biomecánico del cráneo y la mandíbula ante dispositivos de ortodoncia. **Conclusión:** En la literatura no existe un modelo que simule con tanta fidelidad las estructuras anatómicas, que utilice propiedades ortotrópicas en diferentes estructuras y además, que simule los músculos de acuerdo a su respuesta elástica como lo hace este modelo, lo cual representa un avance significativo por la aproximación de los resultados a la realidad. **Palabras clave:** Ingeniería biomédica, Elementos finitos, Ortodoncia, Tracción cervical mandibular. **Rev.CES Odont.2010;23(2)49-55**

Craniofacial FEM for skeletal CLASS III malocclusion treatments simulation

Abstract

Introduction and Objective: In bioengineering, experiments on humans are limited. Given this, finite element method is needed. To describe the method of reconstruction of a skull to develop a finite element model that allows simulating the effect of different orthodontic devices for the treatment of mandibular prognathism. **Materials and Methods:** The reconstruction of a 3D model of a skull from CT imaging of a boy was done. From this reconstruction finite element model was developed that considers the different anatomical structures such as cortical bone, cancellous bone, sutures, teeth, periodontal ligament, articular disc and bite muscles. The material properties assigned to each structure were taken from literature. The model is restricted in three degrees of freedom in the posterior portion (insertion to the hyoid bone) of the digastric muscles, and occipital bone, simulating positioning muscles of the head. The meshing of the model was done in GID 8.0.9® and exported for analysis in ANSYS 12®. **Results:** A finite element model of the craniofacial complex was done. It considers the geometry, elastic properties and anatomical restrictions, and it will be used to simulate the biomechanical behavior of the cranium and mandible imposed by an orthodontic device. **Conclusion:** This model represents a significant advance compared to similar finite element models in the literature. Major advances are the geometric fidelity of the anatomical structures, the use of anisotropic properties for different structures and the simulation of muscles according to their elastic response which in turn determines the response of the model. **Key words:** Biomedical engineering, Finite element, Orthodontics, Mandibular cervical headgear. **Rev.CES Odont.2010;23(2)49-55**

Introducción

En el campo de la investigación en ingeniería biomédica existe la limitación de realizar experimentos directamente sobre humanos ya que en algunos casos podría resultar costoso y éticamente cuestionable. Por ello, es cada vez más común la utilización de modelos numéricos que se aproximen a problemas reales, los cuales, dependiendo de la calidad de la simulación, pueden ser aplicados a modelos clínicos. Dentro de los

métodos numéricos aplicables en bioingeniería existe el análisis por elementos finitos,¹ el cual permite estimar la respuesta de un medio continuo ante acciones externas, mediante la subdivisión del mismo en unidades elementales.^{2,3}

El prognatismo mandibular es causado por una combinación de factores intrínsecos (genéticos) y extrínsecos (el medio ambiente, la nutrición y el

1. Ingeniera Biomédica. Joven Investigador COLCIENCIAS - Universidad CES.
2. Msc. Departamento de Ingeniería de Diseño de Producto. Universidad EAFIT.

3. PhD, Departamento de Ingeniería de Diseño de Producto. Universidad EAFIT.
4. Ortodoncista. Profesor Asistente. Facultad de Odontología. Universidad CES.

* Grupo de Investigación en Bioingeniería GIB EAFIT-CES.

estado socioeconómico, entre otros). Éste compromete la estética facial y la adecuada función del sistema masticatorio.^{4,5} En algunos pacientes, este tipo de maloclusión se manifiesta a edad temprana y se hace necesario implementar diferentes tipos de tratamientos para la corrección ortopédica del desbalance en el crecimiento de los maxilares.

Los dispositivos comúnmente utilizados con el propósito de tratar la maloclusión Clase III esquelética son una combinación de elementos removibles y fijos, los cuales permiten aplicar las fuerzas al complejo craneofacial para obtener la modificación del crecimiento deseado; entre ellos se encuentran la mentonera, la máscara facial y la tracción cervical mandibular (TCM), siendo esta última una de las menos estudiadas, pero que ha demostrado ser efectiva en el tratamiento de este tipo de maloclusión cuando es originada por un crecimiento mandibular moderado aumentado.⁷⁻¹⁴

El propósito de este artículo es el de presentar un modelo de elementos finitos del cráneo de un paciente con prognatismo mandibular y describir como crear un modelo de un sujeto vivo utilizando tecnología actual que tenga en cuenta las características morfológicas, el estado del arte en cuanto a propiedades de material, las restricciones y el estado de cargas aplicadas a las estructuras craneofaciales.

Materiales y Métodos

Reconstrucción 3D

Se realizó un estudio de cuello y cabeza constituido por 867 imágenes transversales de tomografía axial computarizada (TAC) sobre el paciente seleccionado. La distancia entre cortes fue de 0.5 mm. El procesamiento de las imágenes para su posterior reconstrucción 3D fue llevado a cabo en el software RapidForm 2006®. (Figura 1)

A partir de las superficies triangularizadas se crearon superficies paramétricas las cuales fueron exportadas a GID 8.0.9.® en donde se realizaron algunas correcciones en los parches de superficies, tales como ángulos agudos, líneas fragmentadas y superposición de puntos que en una eventual malla de elementos finitos causan concentración de elementos y discontinuidad nodal que imposibilita obtener mallas estructuradas, además de producir matrices globales singulares que hagan

irresoluble el problema. En GID 8.0.9.® también se realizó la generación de los volúmenes que conforman cada estructura craneofacial de interés, la asignación de propiedades mecánicas según las zonas mandibulares, los huesos de la bóveda craneana y la modelación geométrica de los músculos de la masticación (Figura 2A). El ligamento periodontal y las suturas craneofaciales se simularon mediante superficies (Figura 2C). Los músculos de la masticación: Temporal Posterior, Temporal anterior, Masetero, Pterigoideo Externo, Pterigoideo Interno y Digástrico, fueron modelados como un conjunto de líneas que simularon las fibras musculares.

Una vez terminada la modelación geométrica del problema se procedió a generar el modelo de Elementos finitos cuyo primer paso fue la obtención de la malla en GID 8.0.9.®. (Figura 2B y D)

Modelo de Elementos Finitos

Mallado

Cada volumen fue mallado en GID 8.0.9.® con elementos tetraedros de alto orden (10 nodos). Las líneas que representan la acción de los músculos se mallaron como elementos cable (link 8) tridimensionales de 2 nodos. El ligamento periodontal de los primeros molares fue mallado con elementos tipo Shell con un espesor de 0.25 mm, al igual que las suturas craneofaciales con espesor 0.1 mm. (Figura 2)

Utilizando el lenguaje de programación de GID 8.0.9.® se generaron archivos de texto que contienen la información de la malla de elementos finitos, esto es, coordenadas nodales y conectividades elementales. Posteriormente estos archivos se leyeron con Matlab 7.0.® para generar un archivo de compatibilidad con Ansys 12.0.® en APDL.® (Ansys Parametric Design Language). Este último archivo fue leído directamente por Ansys, obteniéndose la malla de elementos finitos en dicho programa, lista para imponer propiedades de material, condiciones de contorno y cargas.

En el caso de los materiales anisotrópicos en los cuales las propiedades mecánicas varían en las tres direcciones, deben orientarse los ejes coordenados del modelo de acuerdo a dichas direcciones. Para todos los materiales anisotrópicos mostrados en la Tabla 1 el eje X corresponde con el eje mesio-distal, el eje 2 corresponde al eje infero-superior y el eje 3 es en dirección buco-lingual.

Propiedades Mecánicas

Tabla 1. Las propiedades mecánicas para todos los materiales en estudio fueron obtenidas de la literatura

Material	Módulo de Elasticidad (MPa)			Módulo de Rigidez al cortante (MPa)			Relación de Poisson		
	E1	E2	E3	G12	G13	G23	v12	v13	v23
Hueso Cortical bóveda Craneana (27)									
H. Temporal	13400	14000	23400	4700	5300	7100	0.52	0.19	0.20
H. Parietal	13100	14100	20300	4600	5100	6800	0.47	0.22	0.23
H. Frontal	12500	14300	19400	4300	4600	6400	0.43	0.23	0.24
H. Cigomático	10400	11700	19600	3700	4100	5800	0.48	0.19	0.20
H. Esfenoides	12500	14300	19400	4300	4600	6400	0.43	0.23	0.24
H. Occipital	13500	15800	20600	4900	5200	7000	0.40	0.24	0.26
Hueso Cortical Maxilar (28)									
H. Propios de la Nariz	9100	11700	15600	3600	4100	5400	0.38	0.30	0.49
H. Etmoides	9100	11700	15600	3600	4100	5400	0.38	0.30	0.49
H. Vómer	9100	11700	15600	3600	4100	5400	0.38	0.30	0.49
H. Palatino	9100	11700	15600	3600	4100	5400	0.38	0.30	0.49
Hueso Cortical Mandíbula (29)									
Rama	19700	1400	10900	6250	5000	4250	0.65	0.315	0.325
Molar	19450	13600	10250	6250	5900	4150	0.34	0.29	0.21
Canino-Premolar	25500	14400	10200	6250	5050	3450	0.15	0.215	0.315
Sínfisis	22400	14200	10650	6000	4850	3650	0.215	0.285	0.305
Hueso Esponjoso Mandíbula (30)									
Rama	127	431	511	48.85	48.85	165.77	0.3	0.3	0.3
Molar	988	47	91	380	380	18.08	0.3	0.3	0.3
Canino-Premolar	904	156	696	347.7	347.7	60	0.3	0.3	0.3
Sínfisis	2283	123	1113	878.08	878.08	47.31	0.3	0.3	0.3
Disco Articular (31)									
	92	92	92	32.86	32.86	32.86	0.4	0.4	0.4
Ligamento Periodontal (32)									
	0.68	0.68	0.68	0.23	0.23	0.23	0.49	0.49	0.49
Dentina (33)									
	16300	16300	16300	6200	6200	6200	0.25	0.25	0.25
Suturas (34)									
	500	500	500	192.31	192.31	192.31	0.3	0.3	0.3
Músculo (35)									
	1000	1000	1000	335.57	335.57	335.57	0.49	0.49	0.49

Debido a la dificultad de obtener datos adecuados sobre las propiedades mecánicas de los músculos masticatorios que proporcionen una idea de su rigidez, se decidió utilizar las propiedades mecánicas del tendón tibial anterior. Adicionalmente a las propiedades mecánicas, la funcionalidad del modelo de los músculos depende del área de la sección transversal fisiológica de cada músculo las cuales se tomaron del estudio de Van Eijden, 1997.¹⁵

Restricciones

Para los músculos digástricos se impusieron restricciones en todos los grados de libertad en la inserción en el hueso hióides. Además se restringieron todos los grados de libertad en la parte posterior del agujero magno para evitar los movimientos de la cabeza.

Fuerzas

Para efectos únicamente demostrativos de la funcionalidad del modelo se aplicaron a los primeros molares fuerzas de 1.108 N en dirección buco-lingual, 1.97 N en dirección infero-superior y 0.064 N en dirección mesio-distal, correspondientes a las fuerzas producidas, 240 gramos,¹⁶ por un dispositivo de tracción cervical mandibular reportadas en el estudio de Isaza y col.¹⁶ La magnitud de la fuerza resultante es 2.2 N y la dirección está definida por el trazo de una línea desde el Stomion inferior (Sti) y un punto situado en frente de la quinta vértebra cervical (C5).

Resultados

La Figura 3 muestra los desplazamientos magnificados (10x) obtenidos desde el plano sagital, observándose que la mandíbula se desplaza en dirección supero-inferior y buco-lingual. En la imagen se observa la posición original de la mandíbula y superpuesta la posición luego de la aplicación de la fuerza con TCM.

Discusión

El modelo de elementos finitos desarrollado representa un avance significativo en cuanto a técnica de reconstrucción, detalle anatómico de las estructuras craneofaciales, tratamiento de las condiciones de contorno, de las propiedades mecánicas y modelación muscular. Esta afirmación se basa en la comparación con algunos modelos disponibles en la literatura.¹⁷⁻²² En cuanto a la simulación de las restricciones musculares, aun teniendo en cuenta las simplificaciones realizadas, este modelo se acerca en buena medida a las condiciones reales de funcionamiento del complejo craneofacial si se compara con la mayoría de los estudios en donde no se tienen en cuenta o los asumen como infinitamente rígidos.^{17,18, 23-26}

Los medios continuos fueron tratados en su totalidad como sólidos elástico lineales. Si bien es una simplificación, es lo que hasta el momento permite la omisión de las propiedades poroelásticas en el caso de los huesos y las propiedades viscoelásticas en el caso del disco articular. Futuros desarrollos, deben ir orientados en este sentido para mejorar la respuesta del modelo.

Existe una falencia a nivel mundial sobre los valores de las propiedades mecánicas de algunas partes del cuerpo humano. Es importante avanzar en este aspecto para darle mayor validez a este tipo de estudios.

Reconocimientos

Este proyecto cuenta con el apoyo financiero del Departamento Administrativo de Ciencia, Tecnología e Innovación COLCIENCIAS; la Universidad CES y la Universidad EAFIT.

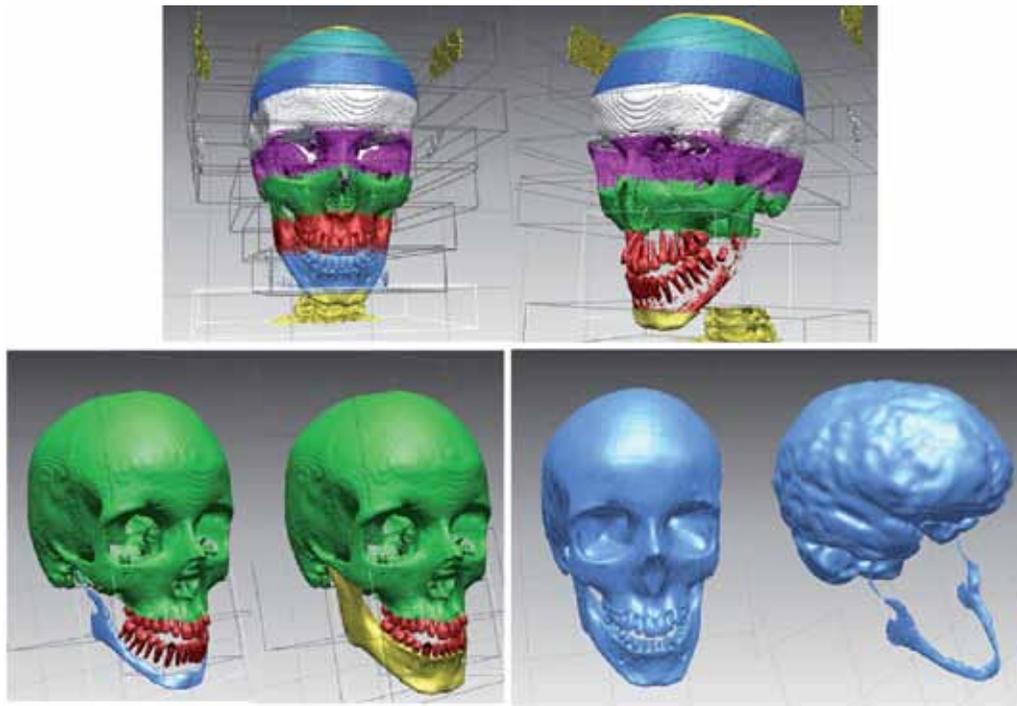


Figura 1. Reconstrucción 3D a partir de Tomografía de cráneo

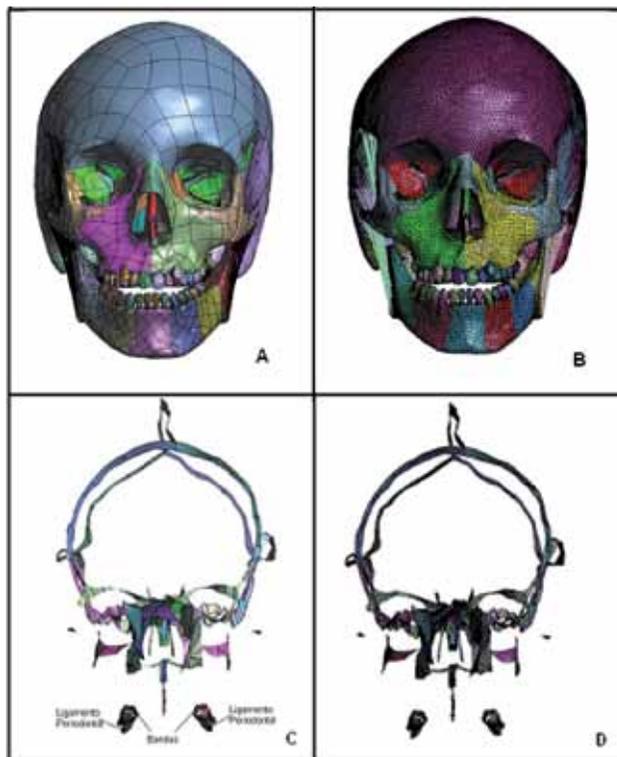


Figura 2. Modelación de Volúmenes, elementos tipo Shell y sus respectivas mallas generados en GID 8.0.9®

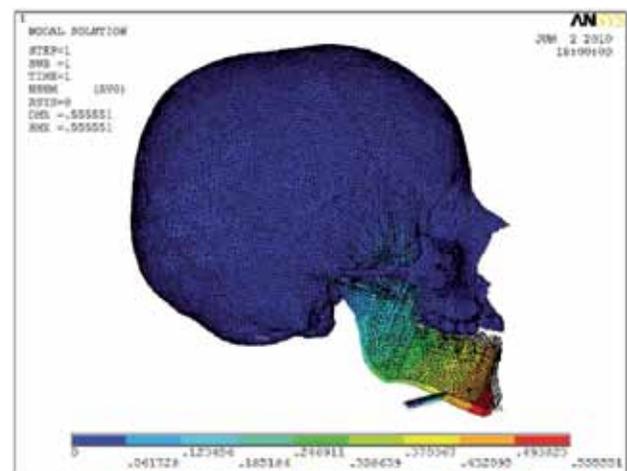


Figura 3. Resultados

Referencias

1. Brekelmans WA, Poort HW, Slooff TJ. A new method to analyze the mechanical behavior of skeletal parts. *Acta Orthop Scand*. 1972; 43 (5): 301-317.
2. Taylor RL, Simo JC, Zienkiewicz OC, CHAN ACH. The patch test - a condition for assessing FEM convergence. *Int. J. Num Meth*. 1986; 22: 39-62.
3. Bathe JK. *Finite Element Procedures in Engineering Analysis*. New Jersey: Prentice Hall; 1982: 225.
4. Jonhston C, Hunt O, Burden D, Stevenson M, Hepper P. The influence of mandibular prominence on facial attractiveness. *Eur J Orthod* 30 (2008) 437-448.
5. Jeryl D, Buschang P, Throckmorton G. Does Malocclusion Affect Masticatory Performance?. *Angle Orthod* 2002;72:21-27.
6. Chang HP, Tseng HC, Chang HF. Treatment of Mandibular Prognathism. *J Formos Med Assoc*. 2006; 105 (10): 781-790.
7. Gianelly A. Mandibular cervical traction in the treatment of class I malocclusions. *Am J Orthod*. 1971; 60 (3): 257-263.
8. Joho JP. The effects of extraoral low pull traction to the mandibular dentition of Macaca Mulatta. *Am J Orthod*. 1973; 64 (6): 555-577.
9. Orton HS, Sullivan PG, Battagel JM, Orton S. The management of class III and class III tendency occlusions using headgear to the mandibular dentition. *Br J Orthod*. 1983; 10 (1): 2-12.
10. Arun T, Everdi N. A cephalometric comparison of mandibular headgear and chin-cup appliances in orthodontic and orthopedic view points. *J Marmara Univ Dent Fac*. 1994; 2 (1): 202-208.
11. Arun T, Everdi N. An alternative method to correct Class III malocclusion: early treatment. *Türk Ortodonti Derg*. 1997; 10 (3): 279-284.
12. Battagel JM, Orton HS. A comparative study of the effects of customized facemask Therapy or headgear to the lower arch on the developing Class III face. *Eur J Orthod*. 1995; 17: 467-482.
13. Rey D, Aristizábal JF, Oberti G, Angel D. Mandibular cervical headgear in orthopedic and orthodontic treatment of Class III cases. *World J Orthod*. 2006; 7: 165-176.
14. Baccetti T, Rey D, Angel D, Oberti G, McNamara JA. Mandibular cervical headgear vs. rapid maxillary expander and face mask for orthopedic treatment of Class III malocclusion. *Angle Orthod*. 2007; 77 (4): 619-624.
15. Van Eijden TMGJ, Korfage JAM, Brugman P. Architecture of the Human Jaw-Closing and Jaw-Opening Muscles. *Anat Rec*. 1997; 248: 464-474.
16. Isaza JF, Correa S, Roldán S. *Tracción Cervical Mandibular un enfoque numérico*. 1ª ed. Estados Unidos de América: Lulu; 2009.
17. Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stresses around fixtures in various reconstructed mandibular models-Part II (effect of horizontal load). *J Cranio-Maxillofac Surg*. 2003; 31 (3): 168-175.
18. kimura A, Nagasao T, Kaneko T, Tamaki T, Miyamoto J, Nakajima T. Adequate fixation of plates for stability during mandibular. *J Cranio-Maxillofac Surg*. 2006; 34 (4): 193-200.
19. Beek M, Koolstra J, Van Ruijven LJ, Van Eijden TMGJ. Three-dimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc. *J Biomech*. 2000; 33 (3): 307-316.
20. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations a 3D finite element analysis. *Dent Mater*. 2002; 18 (4): 295-303.
21. Magne P, Versluis A, Douglas WH. Rationalization of incisor shape: Experimental-numerical analysis. *J Prosthet Dent*. 1999; 81 (3): 345-355.
22. Ulusoy C, Darendeliler N. Effects of class II activator and class II activator high-pull headgear combination on the mandible: A 3-dimensional finite element analysis study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008; 133 (4): 490.e9-490.e15.
23. Basciftci FA, Korkmaz HH, Uşümez S, Eraslan O. Biomechanical evaluation of chin-cup treatment with various force vectors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008; 134(6):773-781.
24. Holberg C, Holberg N, Rudzki-Janson I. Sutural strain in orthopedic headgear therapy: a finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134(1):53-59.

25. Castaño MC, Zapata U, Jaramillo JD, Roldan S. Creation of a three-dimensional model of the mandible and the TMJ in vivo by means of the finite element method. *Int J Comput Dent*, ISSN: 1463-4201, 2002; 5 (2-3): 87 – 99.
26. Isaza JF, Correa S. Metodología para la reconstrucción 3D de estructuras craneofaciales y su utilización en el método de elementos finitos. *Revista Ingeniería y Ciencia*. 2008; 4 (7): 129-149.
27. Peterson J, Dechow PC. Material Properties of the Human Cranial Vault and Zygoma. *Anat Rec Part A*. 2003; 274A: 785-797.
28. Peterson J, Wang Q, Dechow PC. Material Properties of the dentate maxilla. *Anat Rec Part A*. 2006; 288A: 962-972.
29. 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 orthopedic treatment*. Ann Arbor: Craniofacial Growth Series, Center of Human Growth and Development. 1992: 299-314.
30. O'Mahony AM, Williams JL, Katz JO, Spencer P. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res*, ISSN 0905-7161, 11(5), 415-421 (2000).
31. Tanne K, Tanaka E, Sakuda M. The elastic modulus of the temporomandibular Joint disk from adult dogs. *J Dent Res*. 1991; 70 (12): 1545-1549.
32. Provaditis CG. A comparative FEM-Study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Med Eng Phys*, ISSN 1350-4533, 2000; 22 (5): 359- 370.
33. Kinney JH, Balooch M, Marshall GW, Marshall SJ. A micromechanics model of the elastic properties of human dentine. *Arch Oral Biol*. 1999: 813-822.
34. Provaditis CG, Georgiopoulos A, kotinas A, McDonald JP. Evaluation of craniofacial effects during rapid maxillary expansion through combined in vivo/ in vitro and finite element studies. *Eur J Orthod*. 2008; 30: 437-448.
35. Maganaris CN, Paul JP. In vivo human tendon mechanical properties. *J Physiol*. 1999; 521: 307-313.

Correspondencia:
mariae244@gmail.com

Recibido para publicación: Abril de 2010
Aprobado para publicación: Noviembre de 2010

