

# Metodología para la reconstrucción 3D de estructuras craneofaciales y su utilización en el método de elementos finitos

Methodology for 3D reconstruction of craniofacial structures and their use in the finite element method

Juan Felipe Isaza<sup>1</sup> y Santiago Correa<sup>2</sup>

*Recepción: 06-may-2008/Modificación: 16-jun-2008/Aceptación: 16-jun-2008*  
*Se aceptan comentarios y/o discusiones al artículo*

---

## Resumen

Este artículo describe la implementación de una metodología para la reconstrucción 3D de estructuras anatómicas craneofaciales conformadas por tejidos duros y blandos a partir de imágenes biomédicas para ser utilizadas en aplicaciones que involucren el método de elementos finitos en bioingeniería. La metodología inicia con el desarrollo de un software de procesamiento de imágenes biomédicas en formato DICOM (Digital Imaging Standard for Medical Images) realizado en lenguaje C que provee la nube de puntos de la estructura anatómica, a partir de la cual se construyen y optimizan las superficies que finalmente son las que conforman un sólido que puede ser exportado a ANSYS 10.0<sup>®</sup>. Este proceso se llevó a cabo utilizando los software de modelación geométrica ProENGINEER WILDFIRE 3.0<sup>®</sup> y GID 8.0<sup>®</sup>. Se reconstruyeron estructuras como mandíbula, hueso temporal y algunas piezas dentales de manera satisfactoria, conservando sus características anatómicas, obteniendo un modelo geométrico que permitió efectuar simulaciones biomecánicas por medio del método de los elementos finitos en ANSYS 10.0<sup>®</sup>. La metodología

---

<sup>1</sup> Ingeniero mecánico, jisazasa@eafit.edu.co, profesor, investigador, Universidad EAFIT–Universidad CES, Medellín–Colombia.

<sup>2</sup> PhD en Ingeniería, scorrea5@eafit.edu.co, profesor, investigador, Universidad EAFIT–Universidad CES, Medellín–Colombia

implementada proporcionó una mayor capacidad de detalle en la modelación geométrica de estructuras anatómicas, y a su vez posibilitó la realización de una aplicación biomecánica sin incurrir en simplificaciones como la omisión del hueso esponjoso y la inadecuada asignación de las propiedades mecánicas mandibulares, de modo que se pudiera afectar la calidad de los resultados. Aunque la validación del estudio se realizó a partir de la acción de un dispositivo de ortodoncia sobre la mandíbula, la metodología desarrollada podría aplicarse a la evaluación de otros problemas que involucren estructuras anatómicas diferentes.

**Palabras claves:** análisis de elementos finitos, bioingeniería, craneofacial, imágenes biomédicas, modelación geométrica, nube de puntos, reconstrucción tridimensional.

### **Abstract**

This paper describes a 3D reconstruction methodology used for anatomical structures conformed by soft and hard tissues. This technique uses biomedical images as input in applications where a further Finite Element Method (FEM) bioengineering modeling is required. A biomedical image processing software in DICOM (Digital Imaging Standard for Medical Images) was developed using C language. This software provides the cloud of points of the anatomic structure in order to reconstruct and optimize the surfaces which finally form a solid which can be exported to the software ANSYS 10.0<sup>®</sup>. Geometric modeling software as ProENGINEER WILDFIRE 3.0<sup>®</sup> and GID 8.0<sup>®</sup> were also used in the modeling process. Anatomical structures like jaw, temporal bone and some dental pieces were successfully reconstructed maintaining their anatomical characteristics and obtaining geometric models that allowed biomechanical simulations by FEM. The method proposed improved the ability to geometrically model in an accurate way the structures studied. Furthermore, this application enabled to perform a biomedical application without simplifications as ambition of cancellous bone and inadequate allocation of mandibular properties which could affect the final results of the FEM predictions. Although the validation of the results was conducted on orthodontic device, the developed methodology could be applied to the evaluation of other problems involving different anatomical structures.

**Key words:** finite element analysis, bioengineering, Craniofacial, biomedical images, geometric modeling, cloud points, 3D reconstruction.

---

## **1 Introducción**

La reconstrucción 3D de estructuras anatómicas a partir de imágenes médicas como Resonancia Magnética (RM) y Tomografía Axial Computarizada

(TAC), se ha convertido en una técnica útil, que facilita la visualización óptima de los segmentos corporales que necesitan ser evaluados [1, 2] y que está siendo utilizada como una herramienta importante en el diagnóstico médico y la planeación de terapias y procedimientos quirúrgicos, permitiendo el desarrollo de aplicaciones en diversas áreas de la medicina [3, 4, 5]. Así mismo, el desarrollo de los sistemas de computación, reflejados en las mejoras de la velocidad y capacidad de almacenamiento de información, han permitido un gran desarrollo en el área de procesamiento de imágenes médicas [6], que ha hecho posible el estudio biomecánico de estructuras óseas por el método de elementos finitos como herramienta para el análisis de geometrías complicadas y materiales no lineales [7, 8, 9, 10].

En el campo de la investigación en bioingeniería existe la limitación de realizar experimentos directamente sobre sujetos vivos ya que en algunos casos podría resultar costoso y éticamente cuestionable. Para disminuir costos y evitar riesgos, se ha hecho inevitable 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, entre otros, el análisis por elementos finitos [11], el cual permite estimar la respuesta de un medio continuo ante acciones externas, mediante la subdivisión del mismo en unidades elementales en las cuales se plantean en forma débil las ecuaciones diferenciales [12] que gobiernan el problema físico. Una vez planteadas las ecuaciones diferenciales a nivel elemental, se ensamblan a nivel global, cumpliendo con los requisitos de continuidad [13]. Por último, el sistema matricial de ecuaciones resultante se resuelve, teniendo en cuenta las condiciones de contorno y las cargas externas [14].

La formulación del elemento se hace con base en las ecuaciones diferenciales del problema que se debe resolver. Para ello, usualmente, se utilizan polinomios de interpolación que aproximen, tanto la forma del elemento como el campo que aproxime la variable de estado. Es por esto que una correcta selección del elemento implica tres factores: que la geometría del modelo se adapte a la que el elemento puede representar, que los polinomios de interpolación puedan copiar el comportamiento de la variable de estado y que la formulación del elemento sea consistente con las ecuaciones diferenciales del problema físico. El uso del método de elementos finitos en el área cra-

neofacial ha sido notable durante la última década [15, 16, 17], utilizando modelos numéricos cada vez más cercanos a la realidad, especialmente en problemas biomecánicos, que permiten al investigador reducir el tiempo y los costos requeridos para optimizar, aclarar o crear un nuevo concepto clínico. [18, 19, 20]. Las estructuras anatómicas conformadas por tejidos duros como huesos y dientes, tejidos blandos como ligamentos y cartílagos, están representados por geometrías complejas, generalmente asimétricas, en cuyo análisis no es posible realizar simplificaciones, debido a errores en la resolución de las ecuaciones diferenciales del problema, ocasionados por una inadecuada imposición de las condiciones de contorno y las cargas externas. Por ello, se han desarrollado diferentes técnicas para obtener reconstrucciones tridimensionales de geometrías anatómicas complejas, utilizando imágenes de tomografía computarizada [21, 22]. Estos modelos tridimensionales reproducen con precisión los detalles geométricos de las estructuras anatómicas, pero están lejos de ser útiles para la simulación numérica por elementos finitos.

Los malladores convencionales utilizados por elementos finitos toman como base la geometría para realizar mallas estructuradas de elementos 2D ó 3D. Dicha geometría debe ser depurada de tal forma que permita crear una malla de elementos finitos continua para modelos conformados por varios componentes. La discontinuidad entre nodos que comparten interfases produce singularidad en la matriz de rigidez y en la matriz de masa, haciendo el problema irresoluble. De otro lado, la geometría debe permitir diferenciar componentes que tengan distintas propiedades de material, para asignar éstas a los elementos con facilidad. Ejemplos concretos de estos inconvenientes se presentan en el sistema craneofacial en donde interactúan la articulación temporomandibular conformada por el cóndilo, disco articular y hueso temporal [23]. Dichas estructuras anatómicas deben tener interfases comunes, provenientes de la geometría, para realizar una malla continua. Por otro lado, diferencias en las propiedades mecánicas de una misma estructura ósea las encontramos en la mandíbula, conformada por hueso esponjoso y hueso cortical, este último a su vez está dividido en cuatro zonas: rama, molar, premolar–canino y sínfisis [24, 25], cada una de estas zonas posee propiedades mecánicas ortotrópicas.

El propósito del presente estudio es proponer una metodología que facilite y mejore la calidad de la geometría de estructuras craneofaciales para la elaboración de modelos elementos finitos en problemas biomecánicos. El

actual método se basa en el desarrollo de un software de procesamiento de imágenes biomédicas, tales como TAC y RM en formato DICOM, llamado `GID_3D_points` [26] y desarrollado en lenguaje C, el cual provee la nube de puntos 3D de la estructura craneofacial, así como la utilización de software comercial para modelación geométrica `ProENGINEER WILDFIRE 3.0`<sup>®</sup> (Parametric Technology Corp, Estados Unidos de América) y `GID 8.0`<sup>®</sup> (CIMNE, España) que facilitan la construcción y adecuación de las superficies de cada sólido, la congruencia entre sus interfaces y la asignación de propiedades mecánicas según la zona, proporcionando un mallado estructurado que finalmente puede ser utilizado en software de análisis de elementos finitos.

## 2 Materiales y métodos

Un procedimiento de seis pasos fue seguido para generar los modelos tridimensionales de estructuras craneofaciales en elementos finitos, tales como: mandíbula (compuesta de hueso cortical y esponjoso), disco articular, hueso temporal, incisivo central inferior, incisivo lateral inferior, canino inferior, primer y segundo premolar inferior; extractados a partir de un TAC.

### 2.1 Tomografía Axial Computarizada (TAC)

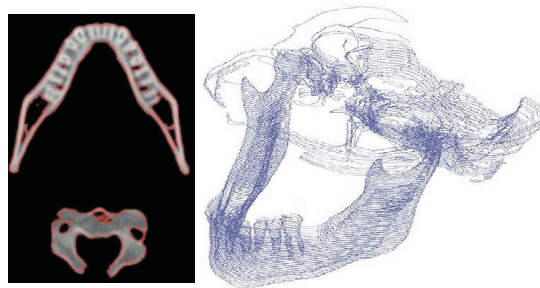
Primero, para realizar la reconstrucción 3D se utilizó un estudio de 84 imágenes transversales de TAC en formato DICOM, en una persona de 25 años de sexo masculino, el estudio fue tomado con un escáner Siemens Volume Zoom Multi-Slice CT System, Siemens<sup>®</sup>.

### 2.2 Procesamiento de imágenes médicas

Las imágenes del TAC fueron procesadas por medio de la creación de un software denominado `GID_3D_points` desarrollado en lenguaje C, el cual utiliza la librería de código abierto `XMedCon` [27] para la lectura de las imágenes. El primer paso fue cargar el estudio tomográfico por medio del software `GID_3D_points`, la distancia entre imágenes adyacentes fue de 1 mm. Luego, cada imagen fue segmentada [28, 29] utilizando un valor umbral determinado

al analizar los valores de píxeles específicos de las estructuras de interés, de manera que los píxeles cuyo valor de gris se encuentra por encima del umbral son convertidos a 1 (valor blanco) y aquellos por debajo del umbral son convertidos a 0 (valor negro). Este procedimiento se controló mediante el desplazamiento de una barra de contraste que ajusta los niveles de intensidad de grises de la imagen según la estructura que se requiera reconstruir, en este caso una mandíbula humana.

Posteriormente se realizó la binarización de las imágenes y como método para eliminar ruido se utilizó el operador de mayoría negra [30], el cual asigna un valor negro a cada píxel blanco si la mayoría (más de cuatro) de sus ocho vecinos son negros. Después de segmentar y eliminar ruido, se procedió a la identificación de los bordes para cada imagen del estudio. Como último paso en el procesamiento de las imágenes se implementó un algoritmo de conectividad 26 [31], el cual permite obtener continuidad de sólidos al discriminar tridimensionalmente cada estructura individual a partir de las imágenes 2D, asignando a cada sólido independiente (mandíbula, maxilar, vértebras, entre otros) una etiqueta de diferenciación única. Terminado este proceso se generó la nube de puntos 3D de la estructura anatómica seleccionada. En este punto terminó el procesamiento de la imagen y generación de la nube de puntos y comenzó el proceso de generación de superficies en ProENGINEER WILDFIRE 3.0<sup>®</sup>, ver la figura 1.



**Figura 1:** procesamiento de imágenes para la generación de nubes de puntos

### 2.3 Generación de superficies

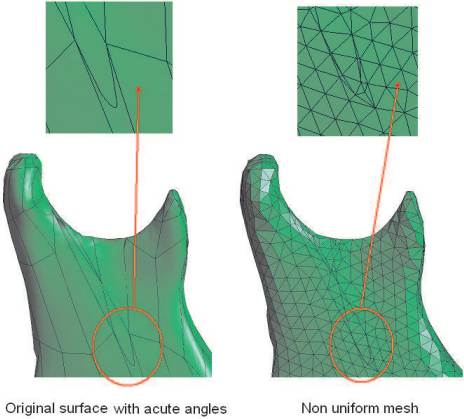
La creación de las superficies se llevó a cabo utilizando el módulo ProEngineer® Reverse Engineering, el cual permite crear superficies paramétricas a partir de nubes de puntos. El primer paso fue exportar el archivo de texto que contiene la nube de puntos, a partir de ahí, se creó un modelo faceteado de la estructura anatómica. Posteriormente, se crearon las superficies sobre el modelo triangulado de forma automática. Una vez se obtuvo el conjunto de superficies paramétricas, se exportaron a GID 8.0®, en donde se realizaron mallados de prueba para identificar errores en los parches que las conforman, tales como ángulos agudos, líneas fragmentadas y superposición de puntos; los cuales causan concentración de elementos y discontinuidad nodal que imposibilita obtener una malla estructurada, además de producir matrices globales singulares que hacen irresoluble el problema.

### 2.4 Corrección de superficies

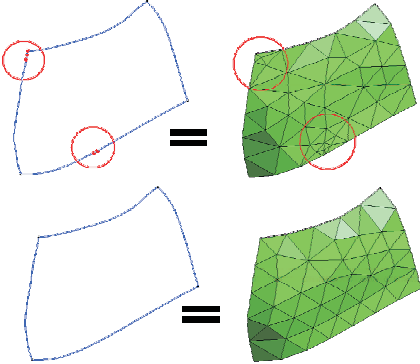
Una vez identificados los ángulos agudos, las líneas fragmentadas y la superposición de puntos se procedió a corregir los parches de superficies, convirtiéndolos en figuras cuadradas y rectangulares, que permitieran a posteriori la creación de mallas de elementos finitos estructuradas con buena relación de aspecto en los elementos, desviaciones paralelas admisibles y ángulos en las esquinas adecuados. La forma de los elementos ha sido relacionada con la calidad de los resultados y la medida de la misma ha sido reportada en varios estudios [32]. Terminado este proceso, se procedió a la generación de los volúmenes de cada estructura craneofacial. Ver las figuras 2 y 3.

### 2.5 Generación de volúmenes y malla final

La generación de los volúmenes de cada estructura craneofacial se realizó en GID 8.0®, teniendo en cuenta las interfaces entre las mismas, es decir, interface hueso cortical/esponjoso, esponjoso/dientes entre otros, y las zonas mandibulares divididas según sus propiedades mecánicas: rama, molar, premolar-canino, sínfisis. Ver la figura 4.



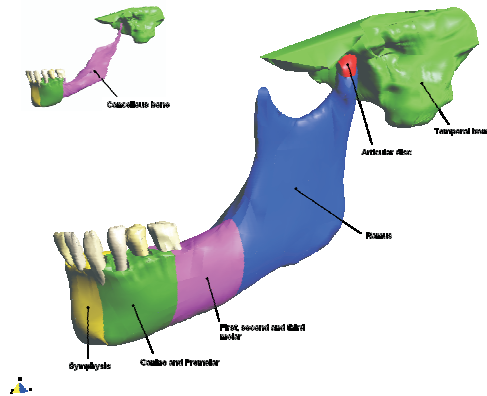
**Figura 2:** parches de superficie defectuosos que ocasionan concentración de elementos y discontinuidad nodal



**Figura 3:** líneas fragmentadas que ocasionan concentración de elementos y discontinuidad nodal

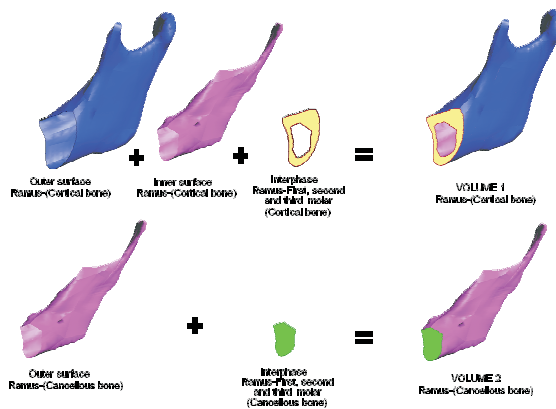
Cada volumen fue conformado por un conjunto de capas de superficie diferenciadas por un nombre y un color, algunas de ellas comunes a varios volúmenes en las zonas en donde comparten interface (ver la figura 9). Estas interfaces comunes permitieron que cada volumen compartiera los mismos nodos en su interface al momento de mallar, evitando de este modo singularidad en la matriz de rigidez y de masa. Una vez organizadas las capas, se





**Figura 4:** generación del volumen mandibular discriminado según sus propiedades mecánicas

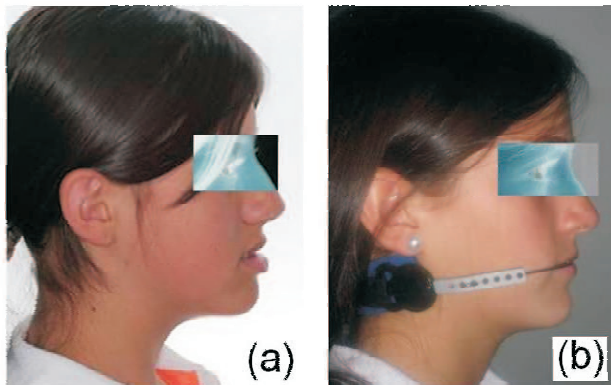
malló toda la estructura. El paso siguiente fue exportar los volúmenes malla- dos a un software de elementos finitos. Para este propósito se programó una rutina que ensambló cada volumen según el nombre de las capas que los con- forman, en un archivo en formato de texto plano con la sintaxis que exige ANSYS 10.0<sup>®</sup>. Ver la figura 5.



**Figura 5:** conformación de los diferentes volúmenes que conforman la mandíbula a partir de superficies

## 2.6 Modelo de elementos finitos

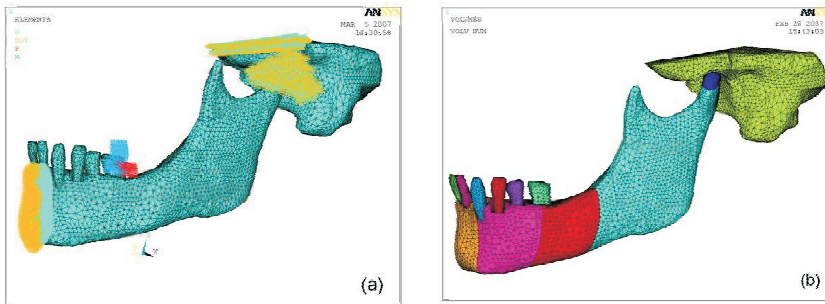
Una vez realizada la importación de la geometría desde ANSYS 10.0<sup>®</sup>, se simuló la acción de un dispositivo de tracción cervical mandibular, tradicionalmente utilizado en el tratamiento de pacientes con crecimiento mandibular excesivo ó prognatismo mandibular [33, 34, 35]. Aunque el análisis de la tracción cervical mandibular en humanos no es el tema principal del presente artículo, fue tomado como modelo de prueba de la metodología desarrollada, con el fin de evaluar el comportamiento biomecánico de una estructura anatómica como resultado de acciones externas propias de un tratamiento de ortodoncia, ver la figura 6.



**Figura 6:** (a) Paciente con crecimiento mandibular excesivo. (b) Dispositivo de tracción mandibular

Se asignaron las propiedades mecánicas a cada material, las cuales fueron tomadas de la literatura [36, 37, 38, 39, 40]. Las condiciones de frontera se definieron comenzando por las restricciones. Dada la complejidad de la actividad muscular, se consideró únicamente la función pasiva de los músculos de la masticación. De acuerdo con los detalles anatómicos, se restringieron todos los grados de libertad en los nodos ubicados en la zona de inserción de los músculos masetero, pterigoideo medial, pterigoideo lateral y temporal [16, 25]. Se asignó una fuerza de 8 oz. (2,22 N) aplicada en el primer molar, debido a que es sobre esta pieza dental en donde el dispositivo de tracción cervical ejerce su fuerza.

La discretización de los diferentes componentes del modelo se realizó con tetraedros sólidos de 10 nodos [14]. El número mínimo de elementos que se requirió para minimizar el error en los resultados del modelo se determinó a partir de un estudio de convergencia, utilizando el método  $h$  [41]. Para realizar el estudio de convergencia, se consideraron los esfuerzos de Von Mises. Ver la figura 7.

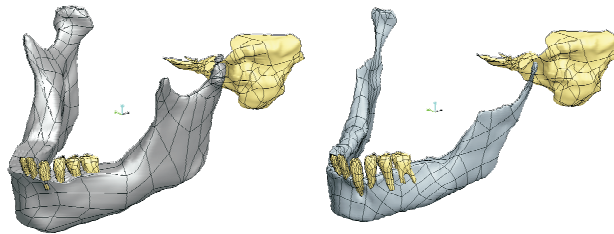


**Figura 7:** (a) Condiciones de frontera. (b) Volúmenes diferenciados por colores

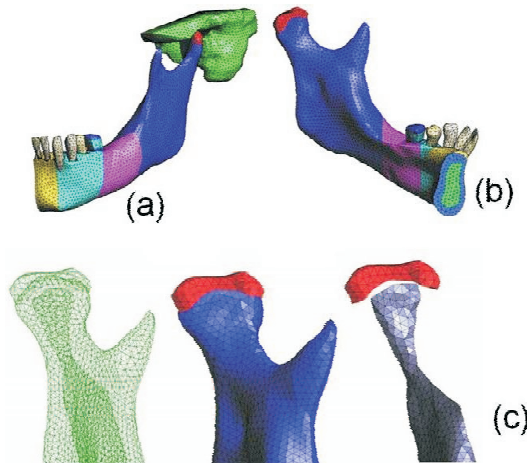
### 3 Resultados

Se obtuvo, mediante el tratamiento de imágenes médicas una nube de puntos 3D que permitió realizar un modelo triangulado de las diferentes estructuras craneofaciales: mandíbula (hueso cortical y hueso esponjoso), hueso temporal, disco articular, incisivo central, incisivo lateral, canino, primer premolar, segundo premolar y primer molar. A partir de dicho modelo triangulado fue posible obtener conjuntos de superficies paramétricas, que en algunas ocasiones presentaron problemas como segmentos de líneas cortos y ángulos agudos. Dichos inconvenientes fueron corregidos en GID 8.0<sup>®</sup>, permitiendo posteriormente la generación de mallas uniformes, estructuradas y diferenciadas de acuerdo a sus propiedades mecánicas. Ver la figura 8.

La metodología seguida para la construcción volumétrica de las estructuras craneofaciales reconstruidas, arrojó como resultado un archivo de texto plano según la sintaxis de ANSYS 10.0 con la información de 19 volúmenes, cada uno, con sus respectivas mallas. Ver la figura 9.



**Figura 8:** Generación automática de las superficies mandibulares tales como (a) hueso cortical, hueso temporal y algunas piezas dentales (b) hueso esponjoso, hueso temporal y algunas piezas dentales



**Figura 9:** conjunto de volúmenes: (a) vista posterior mandibular. (b) vista anterior mandibular. (c) detalle del cóndilo y el disco articular

Cada una de las secciones mandibulares de hueso cortical y esponjoso, diferenciadas por sus propiedades mecánicas, fueron consideradas como volúmenes individuales, también se obtuvo la continuidad nodal entre las interfaces compartidas por cada volumen. Nótese en la figura 10 la continuidad mostrada en la distribución de esfuerzos, sin concentraciones puntuales que indiquen deformación excesiva de los elementos. En la figura 11 se observa que la acción del dispositivo de tracción cervical hace que la mandíbula se desplace hacia atrás.

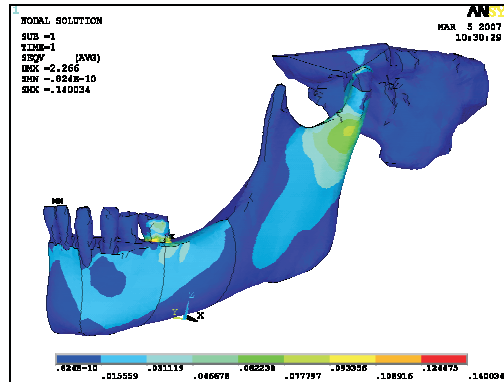


Figura 10: esfuerzos de Von Mises

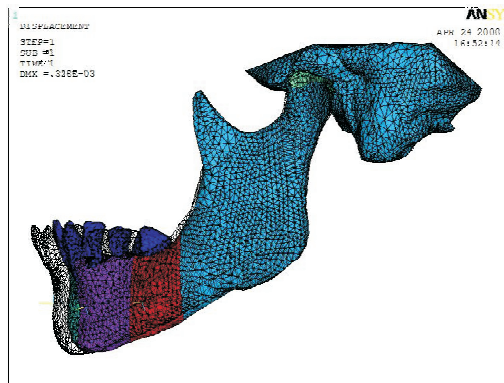


Figura 11: desplazamiento mandibular hacia atrás

## 4 Discusión

Este artículo presenta un método semiautomático para construir modelos geométricos 3D de estructuras anatómicas, en este caso estructuras craneofaciales, con gran calidad anatómica, que a diferencia de otros estudios no sólo sirva como herramienta de visualización [42, 43, 44, 45, 46], sino que puedan ser utilizadas en programas de análisis por el método elementos finitos, que simulen aplicaciones en cirugía maxilofacial y ortodoncia principalmente.

La metodología implementada proporcionó una mayor capacidad de detalle en la modelación geométrica de estructuras anatómicas, esta situación hizo posible la realización de una aplicación biomecánica sin incurrir en simplificaciones como la omisión del hueso esponjoso, mejorando la calidad del modelo de elementos finitos en comparación con otros estudios reportados [16, 20, 25, 47, 48, 49, 50, 51]. Además, fue posible realizar una adecuada asignación de las propiedades mecánicas de la mandíbula, de modo que no se afectara la calidad de los resultados. Se puede concluir que la capacidad de realizar una correcta asignación de las propiedades mecánicas de una estructura anatómica está ligada en gran medida a la calidad y detalle del modelo geométrico, con mayor repercusión en el caso mandibular, debido a su complejidad, en donde las propiedades se dividen en cuatro zonas: rama, molar/premolar, premolar/canino y sínfisis.

En el presente estudio, otro aspecto importante es la interacción entre diferentes paquetes de software necesarios para obtener un modelo que pueda ser exportado a un software de elementos finitos. En general la mayoría de los estudios reportados utilizan como mínimo dos paquetes de software comercial. Algunos autores realizan la reconstrucción 3D y la malla de la geometría de forma manual y posteriormente son analizadas en software de elementos finitos [16, 35, 36, 39, 42, 52]. Otros estudios que utilizan estructuras craneofaciales, generan las nubes de puntos a través de scanners y las procesan utilizando software comercial como Autocad, ProEngineer o Rhinoceros [9, 19, 53, 54, 55]. En otras investigaciones [21, 22, 56, 57], generaron los modelos de elementos finitos, utilizando dos programas comercializados por la compañía Materialise (Leuven, Bélgica). Para el procesamiento y reconstrucción 3D a partir de imágenes médicas utilizaron Mimics Software. Así mismo, utilizaron Magics Software, para la manipulación, edición del modelo 3D y su posterior exportación a un software de elementos finitos como Ansys o Abacus.

La metodología desarrollada en este artículo utilizó cuatro diferentes tipos de software, GIB\_points\_3D, ProENGINEER WILDFIRE 3.0<sup>®</sup> y Ansys 10<sup>®</sup>. El primero desarrollado dentro del presente trabajo, resultó ser una herramienta rápida y eficaz para la segmentación de imágenes médicas y la correcta generación de las nubes de puntos 3D de la estructura anatómica, además posee una interfaz gráfica interactiva que permite un control instantáneo de

la segmentación. Asimismo, la implementación de algoritmos de conectividad facilitó la selección de estructuras independientes dentro de las imágenes y su reconstrucción individual.

El segundo y el tercero, ProENGINEER WILDFIRE 3.0<sup>®</sup> y GID 8.0<sup>®</sup> respectivamente, permitieron realizar una exitosa y detallada reconstrucción 3D partir de la nube de puntos, la adecuación geométrica y la generación de las mallas que conforman el problema a analizar, en este caso la acción de una mentonera de tracción cervical mandibular. Finalmente, una de las principales ventajas de este método fue la automatización en la generación de la nube de puntos y la utilización del ANSYS 10<sup>®</sup>, sólo como medio de solución, ya que la geometría importada viene discriminada por volúmenes y correctamente mallada, sólo basta con establecer las condiciones de contorno y asignar las propiedades mecánicas a cada respectivo volumen. Aunque la validación del estudio se realizó a partir de la acción de un dispositivo de ortodoncia sobre la mandíbula, la metodología desarrollada podría aplicarse a la evaluación de otros problemas que involucren estructuras anatómicas diferentes.

## Agradecimientos

Los autores agradecen al Grupo de Investigación en Bioingeniería GIB, a la doctora Luz Gabriela Vélez, al doctor Samuel Roldán, al magíster Alvin García y al ingeniero Jhon Edgar Congote.

## Referencias

- [1] R. N. J. Graham, R.W. Perriss, A. F. Scarsbrook. *DICOM demystified: a review of digital file formats and their use in radiological practice*. Clinical radiology, ISSN 0009-9260, **60**(11), 1133-1140 (2005). Referenciado en 131
- [2] M. Defrise. *A short reader's guide to 3D tomographic reconstruction*. Computerized Medical Imaging and Graphics, ISSN 0895-6111, **25**(2), 113-116 (2001). Referenciado en 131
- [3] Y. Watanabe, R. Ikegami, K. Takasu and K. Mori. *Three-dimensional computed tomographic images of pelvic muscle in anorectal malformations*. Journal of Pediatric Surgery, ISSN 0022-3468, **40**(12), 1931-1934 (2005). Referenciado en 131

- [4] Y. Kang, K. Engelke, C. Fuchs and W. A. Kalender. *An anatomic coordinate system of the femoral neck for highly reproducible BMD measurements using 3D QCT*. Computerized Medical Imaging and Graphics, ISSN 0895–6111, **29**(7), 533–541 (2005). Referenciado en 131
- [5] P. Claes, D. Vandermeulen, S. de Greef, G. Willems and P. Suetens. *Cranio-facial reconstruction using a combined statistical model of face shape and soft tissue depths: Methodology and validation*. Forensic Science International, ISSN 03790738, **159**(1), S147–S158 (2006). Referenciado en 131
- [6] Radiological Society of North America (RSNA). *Handbook of Teleradiology Applications*. RSNA IPC Communication Services, Michigan: 1997. Referenciado en 131
- [7] Z. Zhong, S. Wei, J. Wang, C. Feng, C. Chen and C. Yu. *Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method*. Medical Engineering and Physics, ISSN 1350–4533, **28**(1), 90–98 (2006). Referenciado en 131
- [8] Z. L. Wang, J. C. M. Teo, C. K. Chui, S. H. Ong, C. H. Yan and S. C. Wang. *Computational biomechanical modelling of the lumbar spine using marching–cubes surface smoothed finite element voxel meshing*. Computer Methods and Programs in Biomedicine, ISSN 0169–2607, **80**(1), 25–35 (2005). Referenciado en 131
- [9] P. Ausiello, A. Apicella and C. L. Davidson. *Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations – A 3D finite element analysis*. Dental Materials, ISSN 0109–5641, **18**(4), 295–303 (2002). Referenciado en 131, 142
- [10] S. Schutte, S. P. W. Van Den Bedem, F. Van Keulen, F. C. T. Van Der Helm and H. J. A. Simonsz. *A finite–element analysis model of orbital biomechanics*. Vision Research, ISSN 0042–6989, **46**(11), 1724–1731 (2006). Referenciado en 131
- [11] W. A. Brekelmans, H. W. Poort and T. J. Slooff. *A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts*. Acta Orthopaedica Scandinavica, ISSN 0001–6470, **43**(5), 301–317 (1972). Referenciado en 131
- [12] O. C. Zienkiewicz and R. L. Taylor. *The Finite Element Method*, Volume 1, The Basis (Finite Element Method Ser), ISBN 0750650494. Butterworth–Heinemann, 2000. Referenciado en 131
- [13] R. L. Taylor, J. C. Simo, O. C. Zienkiewicz and A. C. H. Chan. *The patch test–a condition for assessing FEM convergence*. International Journal for Numerical Methods in Engineering, ISSN 0029–5981, **22**(1), 39–62 (1986). Referenciado en 131



- [14] J. K. Bathe. *Finite Element Procedures in Engineering Analysis*, ISBN 0-13-317305-4. New Jersey: Prentice Hall, 1982. Referenciado en 131, 139
- [15] D. Remmler, L. Olson, R. Ekstrom, D. Duke, A. Matamoros and D. Matthews. *Pre-surgical CT/FEA for craniofacial distraction: I. methodology, development, and validation of the cranial finite element model*. Medical Engineering and Physics, ISSN 1350-4533, **20**(8), 607-619 (1998). Referenciado en 132
- [16] T. Nagasao, M. Kobayashi, Y. Tsuchiya, T. Kaneko and T. Nakajima. *Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, ISSN 1010-5182, **30**(3), 170-177 (2002). Referenciado en 132, 138, 142
- [17] E. Tanaka, D. P. Rodrigo, M. Tanaka, A. Kawaguchi, T. Shibazaki and K. Tanne. *Stress analysis in the TMJ during jaw opening by use of a three-dimensional finite element model based on magnetic resonance images*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, ISSN 0901-5027, **30**(5), 421-430 (2001). Referenciado en 132
- [18] J. Chen, U. Akyuz, L. Xu and R. M. V. Pidaparti. *Stress analysis of the human temporomandibular joint*. Medical Engineering and Physics, ISSN 1350-4533, **20**(8), 565-572 (1998). Referenciado en 132
- [19] M. Beek, J. H. Koolstra, L. J. Van Ruijven and T. M. G. J. Van Eijden. *Three-dimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc*. Journal of Biomechanics, ISSN 0021-9290, **33**(3), 307-316 (2000). Referenciado en 132, 142
- [20] A. Pérez del Palomar and M. Doblaré. *Finite element analysis of the temporomandibular joint during lateral excursions of the mandible*. Journal of Biomechanics, ISSN 0021-9290, **39**(12), 2153-2163 (2006). Referenciado en 132, 142
- [21] D. Lacroix, A. Chateau, M. Ginebra and J. A. Planell. *Micro-finite element models of bone tissue-engineering scaffolds*. Biomaterials, ISSN 0142-9612, **27**(30), 5326-5334 (2006). Referenciado en 132, 142
- [22] P. Magne. *Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data*. Dental Materials, ISSN 0109-5641, **23**(5), 539-548 (2007). Referenciado en 132, 142
- [23] J. P. Okeson. *Management of temporomandibular disorders and occlusion*, ISBN 9780323046145. St. Louis: Mosby, 2007. Referenciado en 132
- [24] C. L. Schwartz-Dabney and P. C. Dechow. *Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible*. American Journal of Physical Anthropology, ISSN 0002-9483, **120**(3), 252-277 (2003). Referenciado en 132

- [25] Y. Tie, D. M. Wang, T. Ji, C. T. Wang and C. P. Zhang. *Three-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical effects of human mandibular reconstruction with autogenous bone grafts*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, ISSN 1010-5182, **34**(5), 290-298 (2006). Referenciado en 132, 138, 142
- [26] J. F. Isaza, S. Correa and J. E. Congote. *Metodología para la reconstrucción 3D de estructuras craneofaciales y su aplicación en el método de elementos finitos*. En C. Muller-Karger, S. Wong, A. La Cruz. (Eds). IFMBE Proceedings : IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health. Alemania: Springer Berlin Heidelberg. ISBN 978-3-540-74470-2, **18**(7), 766-769 (2007). Referenciado en 133
- [27] E. Nolf. *XMedCon-An open-source medical image conversion toolkit*. European Journal of Nuclear Medicine, ISSN 0340-6997, **30**(2), 246 (2003). Referenciado en 133
- [28] R. M. Haralick and L. G. Shapiro. *Image segmentation techniques*. Computer Vision, Graphics, & Image Processing, ISSN 0734-189X, **29**(1), 100-132 (1985). Referenciado en 133
- [29] J. S. Weszka. *Survey of threshold selection techniques*. Computer Graphics and Image Processing, ISSN 0146-664X, **7**(2), 259-265 (1978). Referenciado en 133
- [30] N. Alajlan, M. Kamel and E. Jernigan. *Detail preserving impulsive noise removal*. Signal Processing: Image Communication, ISSN 0923-5965 **19**(10), 993-1003 (2004). Referenciado en 134
- [31] T. Y. Kong and A. Rosenfeld. *Digital topology: Introduction and survey*. Computer Vision, Graphics, & Image Processing, ISSN 0734-189X, **48**(3), 357-393 (1989). Referenciado en 134
- [32] J. Robinson. Basic and Shape Sensitivity Tests for Membrane and Plate Bending Finite Elements, Robinson and Associates, 1985. Referenciado en 135
- [33] J. P. Joho. *The effects of extraoral low-pull traction to the mandibular dentition of macaca mulatta*. American Journal of Orthodontics, ISSN 0002-9416, **64**(6), 555-577 (1973). Referenciado en 138
- [34] J. M. Battagel and H. S. Orton. *A comparative study of the effects of customized facemask therapy or headgear to the lower arch on the developing class III face*. European journal of orthodontics, ISSN 0141-5387, **17**(6), 467-482 (1995). Referenciado en 138
- [35] D. Rey, J. F. Aristizabal, G. Oberti and D. Angel. *Mandibular cervical headgear in orthopedic and orthodontic treatment of class III cases*. World journal of orthodontics, ISSN 1530-5678, **7**(2), 165-176 (2006). Referenciado en 138, 142

- [36] T. W. P. Koriotoh, D. P. Romilly and A. G. Hannam. *Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible*. American Journal of Physical Anthropology, ISSN 0002-9483, **88**(1), 69–96 (1992). Referenciado en 138, 142
- [37] E. B. W. Giesen, M. Ding, M. Dalstra and T. M. G. J. Van Eijden. *Mechanical properties of cancellous bone in the human mandibular condyle are anisotropic*. Journal of Biomechanics, ISSN 0021-9290, **34**(6), 799–803 (2001). Referenciado en 138
- [38] A. M. O’Mahony, J. L. Williams, J. O. Katz and P. Spencer. *Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible*. Clinical Oral Implants Research, ISSN 0905-7161, **11**(5), 415–421 (2000). Referenciado en 138
- [39] C. G. Provatidis. *A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament*. Medical Engineering & Physics, ISSN 1350-4533, **22**(5), 359–370 (2000). Referenciado en 138, 142
- [40] F.A. Peyton, D. B. Mahler and B. Hershenoy. *Physical properties of dentin*. Journal of Dental Research, ISSN 0022-0345, **31**, 366–370 (1952). Referenciado en 138
- [41] V. Adams and A. Askenazi. *Building better products with finite element analysis*, ISBN 1-56690-160X. OnWord Press, 1998. Referenciado en 139
- [42] T. Heinonen, K. Visala, M. Blomqvist, H. Eskola and H. Frey. *3D visualization library for multimodal medical images*. Computerized Medical Imaging and Graphics, ISSN 0895-6111, **22**(4), 267–273 (1998). Referenciado en 141, 142
- [43] R. A. Chirani, J. Jacq, P. Meriot and C. Roux. *Temporomandibular joint: a methodology of magnetic resonance imaging 3-D reconstruction*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics, ISSN 1079-2104, **97**(6), 756–761 (2004). Referenciado en 141
- [44] J. Gao, W. Xu and J. Geng. *3D shape reconstruction of teeth by shadow speckle correlation method*. Optics and Lasers in Engineering, ISSN 0143-8166, **44**(5), 455–465 (2006). Referenciado en 141
- [45] Y. Chen, P. Duan, Y. Meng and Y. Chen. *Three-dimensional spiral computed tomographic imaging: a new approach to the diagnosis and treatment planning of impacted teeth*. American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics, ISSN 0889-5406, **130**(1), 112–116 (2006). Referenciado en 141
- [46] D. Vandermeulen, P. Claes, D. Loeckx, S. de Greef, G. Willems and P. Suetens. *Computerized craniofacial reconstruction using CT-derived implicit surface representations*. Forensic Science International, ISSN 0379-0738, **159**(1), S164–S174 (2006). Referenciado en 141

- [47] T. Nagasao, M. Kobayashi, Y. Tsuchiya, T. Kaneko and T. Nakajima. *Finite element analysis of the stresses around fixtures in various reconstructed mandibular models – part II (effect of horizontal load)*. Journal of Cranio–Maxillofacial Surgery, ISSN 1010–5182, **31**(3), 168–175 (2003). Referenciado en 142
- [48] P. Maurer, W. Knoll and J. Schubert. *Comparative evaluation of two osteosynthesis methods on stability following sagittal split ramus osteotomy*. Journal of Cranio–Maxillofacial Surgery, ISSN 1010–5182, **31**(5), 284–289 (2003). Referenciado en 142
- [49] P. Maurer, S. Holweg and J. Schubert. *Finite–element–analysis of different screw–diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible*. Journal of Cranio–Maxillofacial Surgery, ISSN 1010–5182, **27**(6), 365–372 (1999). Referenciado en 142
- [50] K. Hu, R. Qiguo, J. Fang and Mao Jeremy. *Effects of condylar fibrocartilage on the biomechanical loading of the human temporomandibular joint in a three–dimensional, nonlinear finite element model*. Medical Engineering and Physics, ISSN 1350–4533, **25**(2), 107–113 (2003). Referenciado en 142
- [51] R. Clement, J. Schneider, H. Brambs, A. Wunderlich, M. Geiger and F. G. Sander. *Quasi–automatic 3D finite element model generation for individual single–rooted teeth and periodontal ligament*. Computer Methods and Programs in Biomedicine, ISSN 0169–2607, **73**(2), 135–144 (2004). Referenciado en 142
- [52] E. Peña, B. Calvo, M. A. Martínez and M. Doblaré. *A three–dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint*. Journal of Biomechanics, ISSN 0021–9290, **39**(9), 1686–1701 (2006). Referenciado en 142
- [53] P. Ausiello, S. Rengo, C. L. Davidson and D. C. Watts. *Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin–composite class II inlay restorations: A 3D–FEA study*. Dental Materials Journal, ISSN 0287–4547, **20**(9), 862–872 (2004). Referenciado en 142
- [54] I. Ichim, J. A. Kieser and M. V. Swain. *Functional significance of strain distribution in the human mandible under masticatory load: numerical predictions*. Archives of Oral Biology, ISSN 0003–9969, **52**(5), 465–473 (2007). Referenciado en 142
- [55] P. Magne, A. Versluis and W. H Douglas. *Rationalization of incisor shape: experimental–numerical analysis*. The Journal of prosthetic dentistry, ISSN 0022–3913, **81**(3), 345–355 (1999). Referenciado en 142

- [56] P. M. Cattaneo, M. Dalstra and B. Melsen. *The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement*. Journal of Dental Research, ISSN 0022-0345, **84**(5), 428-433 (2005). Referenciado en 142
- [57] A. Nakasima, M. Terajima, N. Mori, Y. Hoshino, K. Tokumori and Y. Aoki. *Three-dimensional computer-generated head model reconstructed from cephalograms, facial photographs, and dental cast models*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, ISSN 0889-5406, **127**(3), 282-292 (2005). Referenciado en 142