

DETERMINACIÓN DEL PROCESO DE REMODELADO ÓSEO EN ROCEDIMIENTOS DE INSERCIÓN DE IMPLANTES Y MINIMPLANTES DENTALES MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.

José A. Guerrero^{1*}, Martín C. Casale², Estevam Barbosa³, Diego A. Garzón¹

1: Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica
Facultad de Ingeniería
Universidad Nacional de Colombia
Dirección postal: 11001

e-mail: {jaguerrero, dagarzona}@unal.edu.co, web: <http://www.unal.edu.co>

2: Posgrado de Ortodoncia
Facultad de Odontología
Universidad Nacional de Colombia
Dirección postal: 11001

e-mail: mccasaler@unal.edu.co, web: <http://www.unal.edu.co>

3: Grupo de Bimecânica
Escola de Engenharia
Universidade Federal de Minas Gerais
Dirección postal: 31270-901

e-mail: estevam@dees.ufmg.br, web: <http://www.ufmg.br>

Palabras clave: Análisis de Elementos Finitos, Implantes Dentales, Minimplantes Dentales, Remodelado Óseo.

Resumen *Se estudia el proceso de remodelado en el tejido óseo circundante en tratamientos de rehabilitación oral que hacen uso de implantes dentales. Adicionalmente, se analiza el proceso de remodelado cuando se practican tratamientos de ortodoncia que hacen uso de minimplantes. El estudio se hace mediante el método de los elementos finitos. Para ello, se implementó un modelo de remodelación que predice la densidad ósea en función de las tensiones presentes en el tejido óseo alrededor de estos implantes y minimplantes. De esta forma, se evalúa la viabilidad de estos tratamientos desde el punto de vista mecánico. En el caso de minimplantes, se estudió la influencia del ángulo de inserción en el tratamiento. Se concluyó, de acuerdo al modelo, que los ángulos de inserción de 15° o 90° son los más favorables para el éxito del tratamiento de ortodoncia.*

1. INTRODUCCIÓN

Los implantes y minimplantes dentales son dispositivos empleados en tratamientos de rehabilitación oral y de ortodoncia, respectivamente [1, 2]. Los primeros tienen por función

sustituir la raíz de un diente ausente; los segundos, se utilizan como mecanismos de anclaje para evitar el movimiento no deseado de los dientes, como consecuencia de fuerzas generadas por los elementos usados en ese tipo de tratamientos. Cuando un paciente es sometido a un proceso de inserción de un implante o un minimplante dental, el remodelado óseo se encuentra presente en la última etapa del proceso de cicatrización. El remodelado de la estructura ósea es el proceso mediante el cual los huesos, de forma gradual, modifican su morfología con la finalidad de adaptarse a cualquier tipo de carga externa [3]. Tanto en implantes como en minimplantes dentales, es importante conocer la influencia que tiene el proceso de remodelado óseo en el éxito del tratamiento. Este proceso es el que va a determinar cómo el hueso se acopla al dispositivo y, de esa forma, modifica su morfología para adaptarse y mantener la estructura ósea en el rango de esfuerzos saludables. En la literatura se reporta que el rango biológicamente admisible debe estar entre 25MPa y 69MPa [4].

En la actualidad, el estudio de implantes y minimplantes dentales no se limita a la odontología. Otras disciplinas como la ingeniería, la estadística, y más recientemente, la mecanobiología han abordado su estudio desde diferentes perspectivas [5 – 8]. Existen diversos modelos que describen el proceso de remodelado óseo; en general, se pueden clasificar en tres: directos, semidirectos y cuadráticos. Los primeros son modelos que relacionan de forma directa la energía de deformación con la densidad ósea [9]; los segundos, manejan una relación semidirecta entre ambas variables y generan una zona de reposo entre el umbral de reabsorción y el umbral de deposición [3]; los terceros, mediante una función cuadrática, describen la reabsorción ósea generada por sobrecarga. Para el desarrollo de la investigación se hizo uso del modelo directo propuesto por Fernández y colaboradores [10]. El objetivo de este estudio es determinar las tensiones mecánicas existentes en el sistema implante-tejido, bajo la influencia del proceso de remodelado óseo, en tratamientos de rehabilitación oral y de ortodoncia, cuando se hace uso de implantes y minimplantes dentales. De esta forma, se busca establecer la mejor configuración geométrica que lleve a las menores tensiones, y sugerir variaciones en parámetros como el ángulo de inserción de los minimplantes.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1. Modelo matemático

El modelo matemático proporcionado por Fernández y colaboradores [11] relaciona los estímulos mecánicos con la razón de cambio de la densidad ósea, para caracterizar la morfología interna del hueso. Basa su formulación en la activación de la regulación celular debida a señales mecánicas locales, induciendo el remodelado óseo. Según el modelo, el hueso adopta su densidad aparente local de acuerdo al ambiente de carga. Por tanto, el estímulo está en función de la densidad de energía de deformación (SED). A su vez, en el hueso trabecular, dicha energía depende de la densidad de energía de deformación aparente (U) y la densidad aparente (ρ) y representa la energía de deformación por unidad de masa

ósea. La ecuación diferencial no lineal de primer orden que rige el modelo está dada por:

$$\dot{\rho} = B \left(\frac{U}{\rho} - S_r \right) \quad (1)$$

donde B y S_r son constantes experimentales. Esta ecuación es válida en el intervalo $[\rho_a, \rho_b]$, siendo $\rho_a = 10 \text{ Kg}/m^3$ la mínima densidad que corresponde a la reabsorción ósea y $\rho_b = 1740 \text{ Kg}/m^3$ la máxima densidad del hueso cortical. Además, Fernández et al [11] proponen que la relación de Poisson es independiente de la densidad aparente de la ecuación 1 pero que ésta si influye en el módulo de elasticidad del hueso alveolar de la siguiente manera:

$$E(\rho) = M\rho^\gamma \quad (1)$$

donde M y γ son constantes positivas que caracterizan el comportamiento óseo.

2.2. Desarrollo del modelo geométrico para tratamientos de rehabilitación oral y tratamientos de ortodoncia

Para la implementación del modelo de remodelación ósea, en ambos tratamientos, los modelos geométricos se desarrollaron a partir de una tomografía computarizada (Figura 1). En principio se llevó a cabo la reconstrucción 3D de la tomografía y se extrajo una parte del maxilar, específicamente de la parte posterior, para realizar en esa sección el análisis. Luego mediante el uso del paquete de software SolidWorks se suavizó la geometría y se seccionó para establecer una estructura ósea cuyo espesor de hueso cortical corresponde a 1mm.

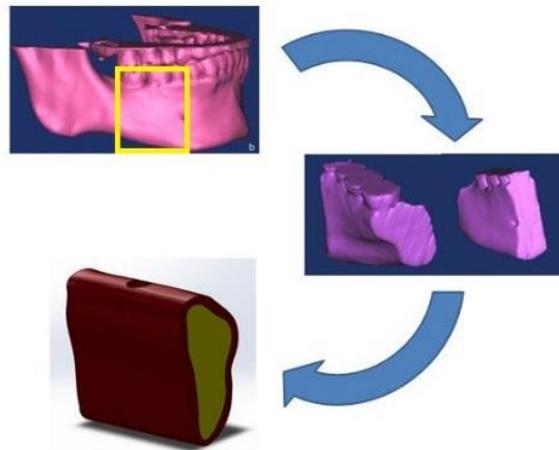


Figura 1. Sección del maxilar para la aplicación del modelo de remodelado óseo.

Una vez se estableció el modelo geométrico de la estructura ósea, se integró con el implante, el abutment y la prótesis para generar el modelo geométrico de rehabilitación oral (Figura 2) y con el minimimplante y un molar para generar el modelo geométrico de ortodoncia (Figura 3).

En particular, para el tratamiento de ortodoncia, se diseñaron 6 modelos geométricos con el objeto de medir la influencia del ángulo de inserción del minimplante dental sobre el proceso de remodelación y sobre las tensiones mecánicas. En consecuencia, se estableció un modelo por cada 15° de inclinación en un rango de 15° a 90°, donde el ángulo era medido entre la vertical y el implante como se muestra con la letra “B” en la Figura 3a. Luego se mallaron ambas geometrías y se ingresaron al software ANSYS para la aplicación del modelo de remodelación ósea.

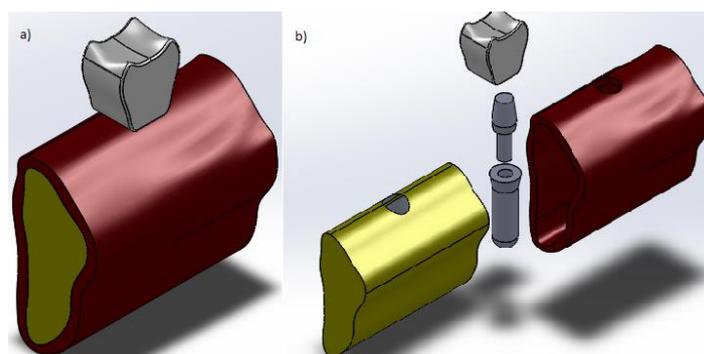


Figura 2. Modelo geométrico para tratamiento de rehabilitación oral con el uso de implantes dentales. a) Modelo geométrico integrado. b) Modelo geométrico explosionado.

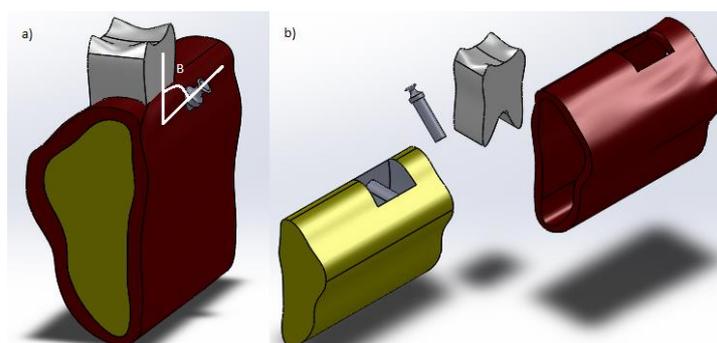


Figura 3. Modelo geométrico para tratamiento de ortodoncia con el uso de minimplantes dentales. a) Modelo geométrico integrado. B corresponde al ángulo de inserción con el que se desarrolló el modelo. b) Modelo geométrico explosionado.

2.3. Desarrollo del modelo computacional para tratamientos de rehabilitación oral y tratamientos de ortodoncia

Una vez el modelo mallado se encontraba en el paquete de software ANSYS, se establecieron las propiedades de material de acuerdo a la Tabla 1. Luego de esto, se establecieron las condiciones de contorno para el análisis. Se aplicó una carga de 450N de manera perpendicular al plano oclusal sobre la prótesis, en representación de una carga de masticación promedio en esta sección [12], y se restringió mediante fijación del maxilar en la

parte inferior (Figura 4).

Material	Módulo de Elasticidad (MPa)	Coefficiente de Poisson
Hueso cortical [13]	14300	0.3
Hueso trabecular [13]	213	0.3
Implante dental (Titanio grado 5) [14]	113000	0.35
Abutment (Titanio grado 5) [14]	113000	0.35
Prótesis (Lodestar) [15]	98000	0.19

Tabla 1. Propiedades de los materiales empleados en el modelo geométrico de rehabilitación oral mediante implantes dentales

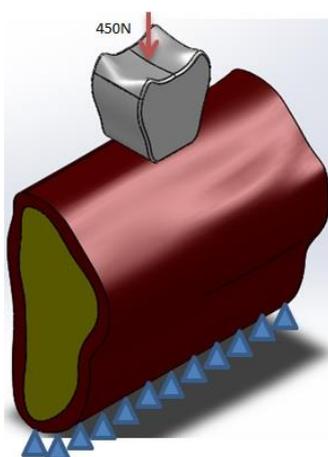


Figura 4. Condiciones de contorno para la aplicación del modelo de regeneración ósea en tratamientos de rehabilitación oral con el uso de implantes dentales.

Al igual que con el tratamiento de rehabilitación oral, para el modelo de ortodoncia mediante el uso de minimplantes dentales, se llevaron los 6 modelos geométricos mallados al software ANSYS y se establecieron las propiedades de material de acuerdo a la Tabla 2:

Material	Módulo de Elasticidad (MPa)	Coefficiente de Poisson
Hueso cortical [13]	14300	0.3
Hueso trabecular [13]	213	0.3
Minimplante dental (Titanio grado 5) [14]	113000	0.35
Molar [16]	18600	0.31

Tabla 2. Propiedades de los materiales empleados en el modelo geométrico de tratamiento de ortodoncia mediante mini-implantes dentales

La magnitud de la condición de contorno de carga fue la misma, 450N, de manera perpendicular al plano oclusal, en esta ocasión sobre el molar. Se restringió mediante fijación del maxilar en la parte inferior y, además, se aplicó una carga transversal sobre el cuello del minimplante en dirección paralela al maxilar con una magnitud de 2N, el equivalente a la carga que se ejerce sobre el minimplante debido a su función de anclaje en tratamientos de ortodoncia [17] (Figura 5).

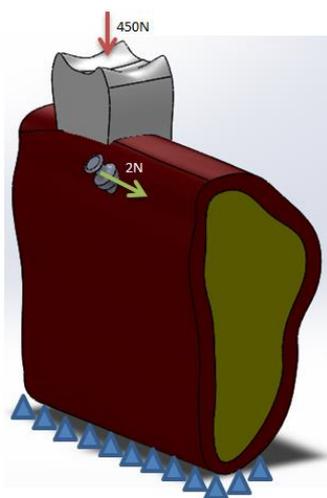


Figura 5. Condiciones de contorno para la aplicación del modelo de regeneración ósea en tratamientos de ortodoncia con el uso de implantes dentales.

Se realizaron dos tipos de análisis, estructurales estáticos sin la consideración del remodelado óseo y con la inclusión del remodelado óseo. Estos análisis se llevaron a cabo tanto para tratamientos de rehabilitación oral con el uso de implantes dentales como para tratamientos de ortodoncia con el uso de minimplantes dentales. Los modelos de remodelado óseo implementados en ANSYS se realizaron mediante la herramienta APDL y se empleó el método numérico RK4, con un paso de 0.1s, para dar solución a la ecuación diferencial. Los modelos se corrieron en un lapso total de 50 días, tiempo en el cual el modelo convergía.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la Figura 6a se pueden observar los resultados obtenidos del análisis estático de un tratamiento de rehabilitación oral, con implantes dentales, sin tener en cuenta los efectos de remodelado óseo. Se observan tensiones máximas de 22MPa en las regiones cercanas al punto de inserción y valores mínimos, cercanos a 2MPa, en regiones alejadas a dicha zona. En la Figura 6b se pueden apreciar los resultados obtenidos del análisis con la implementación del modelo de remodelado óseo. Se muestran tensiones con valores máximos de 20MPa en las regiones cercanas al punto de inserción y valores mínimos de aproximadamente 2MPa en regiones alejadas a dicha zona.

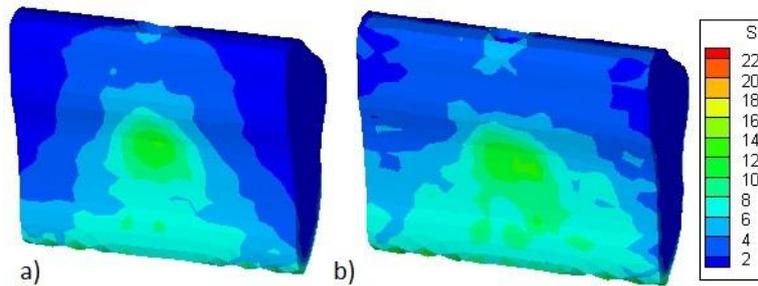
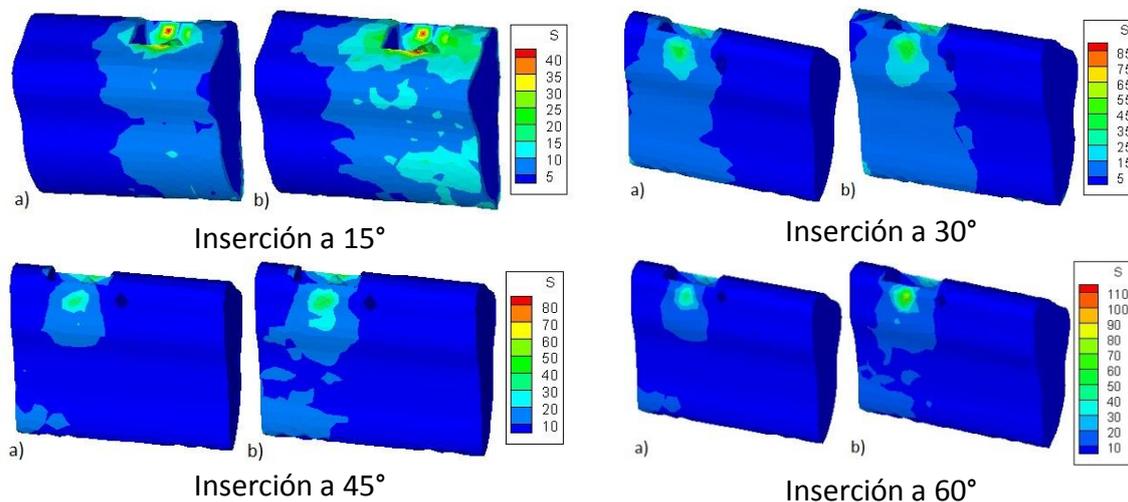


Figura 5. Resultados obtenidos para el tratamiento de rehabilitación oral empleando implantes dentales. a) Sin la aplicación del modelo de remodelado óseo. b) Con la aplicación del modelo de remodelado óseo.

En la Figura 7 se pueden apreciar los esfuerzos Von Mises obtenidos del análisis estático de un tratamiento de ortodoncia con minimplantes dentales. Los literales a) corresponden a los resultados de los modelos sin los efectos del remodelado óseo. Se observan tensiones máximas de 40MPa, 65MPa, 60MPa, 65MPa, 65MPa y 55Mpa en las regiones cercanas al punto de inserción, para un ángulo de inserción de 15°, 30°, 45°, 60°, 75° y 90°, respectivamente, y valores de tensiones mínimas cercanos a 5MPa en regiones alejadas a dicha zona, en todos los casos. En los literales b se pueden apreciar los resultados obtenidos con la implementación del modelo de remodelado óseo. Se observan tensiones máximas de 40MPa, 85MPa, 80MPa, 110MPa, 90MPa y 65MPa en las regiones cercanas al punto de inserción, para un ángulo de inserción de 15°, 30°, 45°, 60°, 75° y 90°, respectivamente, y valores mínimos en el rango de 5 a 10MPa en regiones alejadas a dicha zona, para todos los ángulos.



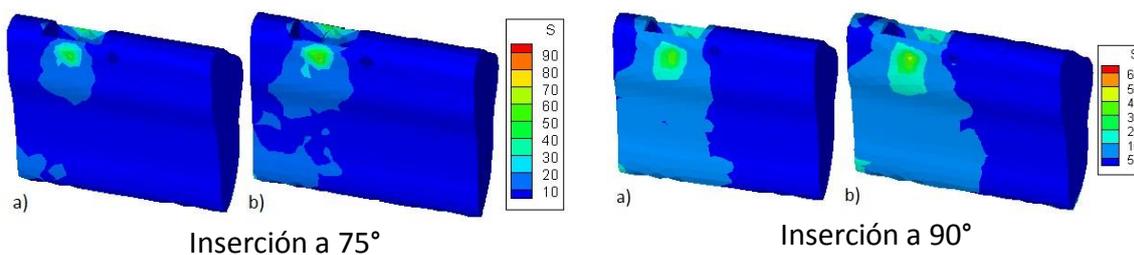


Figura 5. Resultados obtenidos para el tratamiento de ortodoncia empleando minimplantes dentales como mecanismo de anclaje. a) Sin la aplicación del modelo de remodelado óseo. b) Con la aplicación del modelo de remodelado óseo.

Con el análisis estructural (Figura 6a) sobre el modelo geométrico en implantes dentales, se observa una región de concentración de tensiones cercana a la zona de inserción del implante. Los valores oscilan entre 6MPa y 14MPa y existe una tensión máxima de 22MPa en la base del lugar de inserción. En adición a esto, se percibe como las tensiones en la estructura ósea van disminuyendo a medida que se alejan del sitio de aplicación de la carga hasta alcanzar tensiones del orden de los 2MPa. Por otra parte, al aplicar la carga sobre el modelo geométrico con implantes dentales, en conjunto con la implementación del modelo matemático de remodelación ósea (Figura 6b), se percibe una distribución de tensiones más uniforme a lo largo de toda la estructura ósea. Se llega a valores máximos de 20MPa en la base del lugar de inserción y valores mínimos de 5MPa en la zona superior. Es de resaltar que, al ser una carga completamente perpendicular al plano de inserción, el punto de acción se encuentra en la base del lugar de inserción y, desde ahí, se distribuyen las tensiones en el resto de la estructura, en concordancia con los resultados obtenidos.

En el análisis de minimplantes dentales, como mecanismos de anclaje, en tratamientos de ortodoncia (Figura 7), sin tener en cuenta los efectos del remodelado óseo, se percibe una mayor concentración de tensiones en las regiones cercanas a las raíces del molar, con valores máximos de 40, 65, 60, 65, 65 y 55MPa para ángulos de inserción de 15, 30, 45, 60, 75 y 90°, respectivamente. En todos los casos, se ve como la concentración de tensiones disminuye al alejarse de la zona del molar hasta llegar a valores mínimos de tensión de 5MPa.

Cuando se aplica el modelo de remodelación ósea al mismo modelo geométrico, bajo las mismas condiciones de contorno, los modelos se comportan de diferente forma dependiendo del ángulo del minimplante. En el modelo geométrico con un ángulo de inserción de 15° se resalta la mayor distribución de las tensiones a lo largo de toda la estructura, sin presentar variación en el rango de valores de los mismos. Para los modelos geométricos con ángulo de inserción de 30, 45 y 75° también se percibe una mayor distribución de las tensiones pero se presenta un incremento considerable en su magnitud, llegando a valores máximos de 85, 80 y 90Mpa, respectivamente. En el modelo geométrico con ángulo de inserción de 60° no se percibe una buena distribución de tensiones bajo el modelo de remodelado y, además, se puede notar la presencia del mayor incremento de tensiones entre los diferentes ángulos de

inserción, 110MPa. Por último, para el análisis realizado sobre el modelo geométrico, con un ángulo de inserción de 90°, se genera una distribución de tensiones uniforme a lo largo de la estructura ósea llegando a tensiones máximas de 65MPa.

Al aplicar el modelo de remodelado óseo, tanto en tratamientos de rehabilitación oral con implantes dentales como en tratamientos de ortodoncia con minimplantes dentales con un ángulo de inserción de 15° y 90°, se puede apreciar que, de acuerdo a la distribución y rango de las tensiones, la estructura ósea se mantendría en el rango de tensiones saludables, permitiendo un remodelado óseo adecuado.

4. CONCLUSIONES

La aplicación del modelo matemático de remodelado óseo, en tratamientos de rehabilitación oral con implantes dentales, muestra que, para las cargas experimentadas en este tipo de procedimientos, el hueso asume un comportamiento de regulación de su morfología. Por tanto, le permite una adecuada redistribución de tensiones y, con ello, el adaptarse a las nuevas condiciones de carga, manteniéndose en el rango de tensiones adecuado, sin presentar atrofia o reabsorción.

Los resultados obtenidos de la aplicación del modelo de remodelación ósea en tratamientos de ortodoncia, con minimplantes dentales como mecanismos de anclaje, permite verificar que, en términos generales, el hueso tiene un comportamiento aceptable de adaptación a la carga. Sin embargo, y de acuerdo a los diferentes análisis realizados, este comportamiento se ve alterado conforme se varía el ángulo de inserción del minimplante dental. En consecuencia, se aprecia que los ángulos de inserción que permiten una mejor distribución de los esfuerzos en la estructura ósea, en este tipo de tratamientos, son los valores extremos 15 y 90°, siendo 15° el mejor de todos. En oposición, los ángulos intermedios repercuten de manera desfavorable; logrando que, con el remodelado, exista una concentración e incremento de las tensiones, siendo 60° el peor de los casos.

REFERENCIAS

- [1] J.C. Vanegas, N.S. Landinez, D.A. Garzón Alvarado, *Generalidades de la interface hueso - implante dental*, Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas, vol. 28(3), pp. 130–146, (2009).
- [2] R. Kanomi, *Mini-implants for orthodontic anchorage*, Journal of Clinical Orthodontics, vol. 36, pp. 763–767, (1997).
- [3] S. Hooshiar, G. Rouhi, H. Katouzian, *Simultaneous presence of growth and remodeling in the bone adaptation theory*, American Journal of Applied Sciences, vol. 6, pp. 352–360, (2009).
- [4] C. Misch, *Implantología Contemporánea*, Elsevier, (2009).
- [5] D. Ambard, P. Swider, *A predictive mechano - biological model of the bone - implant healing*, European Journal of Mechanics and Solids, vol. 25, pp. 927–937, (2006).

- [6] A. Bonnet, M. Postaire, P. Lipinski, *Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position*, Elsevier, vol. 31, pp. 806–815, (2009).
- [7] H. Huang, J. Hsu, L. Fuh, D. Lin, M. Chen, *Biomechanical simulation of various surface roughnesses and geometric designs on an immediately loaded dental implant*, Computers Biology and Medicine, p. doi:10.1016/j.compbiomed.2010.03.008, (2010).
- [8] J.C. Vanegas, N.S. Landinez, D.A. Garzón Alvarado, *Mecanobiología de la interface hueso - implante dental*, Revista Cubana de Estomatología [Online], vol. 47(1), pp. 0–0, (2010).
- [9] D.A. Garzón Alvarado, D. Linero, *Comparative analysis of numerical integration schemes of density equation for a computational model of remodelling bone*, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, pp. 1–11, (2011).
- [10] D. Lina, Q. Li, W. Li, M. Swain, *Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms*, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, vol. 2, pp. 410–432, (2009).
- [11] J. Fernández, J. García-Aznar, R. Martínez, J. Viaño, *Numerical analysis of a strain-adaptive bone remodelling problem*, Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, vol. 199, pp. 1459–1557, (2010).
- [12] A. Natali A, *Dental biomechanics*, Taylor & Francis, (2003).
- [13] C. Lin, *Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-based taguchi method*, European Journal Oral Sciences, vol. 115, pp. 408 – 416, (2007).
- [14] M. Mc Craken, *Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys*, Journal of Prosthodontics, vol. 8, pp. 40–43, (1999).
- [15] Vivadent, *Dental alloys compositions and physical properties*, Ivoclar.
- [16] M. Motoyoshi, S. Ueno, K. Okazaki, N. Shimizu, *Bone stress for a mini-implant close to the roots of adjacent teeth - 3d finite element analysis*, International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, vol. 38, pp. 363–368, (2009).
- [17] M. Motoyoshi, M. Inaba, A. Ono, S. Ueno, N. Shimizu, *The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic miniimplants and on the stress distribution in surrounding bone*, International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, vol. 38, pp. 13–18, (2009).