

EVALUACIÓN POR MEDIO DE ELEMENTOS FINITOS DEL ESFUERZO Y MODULO DE DEFORMACIÓN EN ZONA POSTERIOR DE HUESO MANDIBULAR PRODUCIDO POR UN MINI-IMPLANTE AUTOPERFORANTE SIN NICHOPREVIO.

* Alvarez N., Guarnizo E.,
Hernández C., Velandia C.,
** Jara L.
***Malaver P.,

RESUMEN

OBJETIVO: Establecer la distribución de esfuerzos y módulos de deformación producidos en zona posterior de hueso mandibular tras la inserción de un mini implante auto-perforante sin nicho previo, mediante el uso de elementos finitos. **MÉTODO:** Estudio descriptivo por elementos finitos, que realizó un modelamiento del mini implante auto-perforante de dimensiones 2 x 6 x 1 (diámetro x longitud de rosca x longitud de zona transmucosa) y realizó un modelamiento considerando la geometría del hueso mandibular sin nicho previo a partir del cual se configuraron simulaciones en el software Ansys Workbench V.14. Se realizó un análisis estático para diferentes profundidades de inserción entre 1 y 6 mm cambiando de a 1 mm y se evaluaron los esfuerzos obtenidos en hueso cortical y mini-implante para las diferentes combinaciones de densidad en hueso cortical y esponjoso. **RESULTADOS:** Se encontraron altos valores de esfuerzo en mini-implante para profundidades menores a 4 mm debido a la reducida sección transversal del mini implante acompañado de fracturas en hueso cortical debido a la presencia de concentradores de esfuerzo geométricos en el perfil de la rosca. La densidad como parámetro en la evaluación del esfuerzo reveló baja influencia, presentando una desviación estándar de 3.55 Mpa en mini-implante y 25.5 Mpa en hueso cortical. **CONCLUSIÓN:** Los análisis obtenidos durante la simulación demuestran un alto valor de esfuerzo en el hueso cortical de la mandíbula, asociados a la geometría del mini-implante en la punta y en la interfaz de finalización de la rosca e inicio de la zona transmucosa.

Palabras Clave: Elementos finitos, esfuerzo, deformación, mini-implante auto-perforante, hueso mandibular.

ABSTRACT

OBJECTIVE: To determine the stress distribution and deformation module in the posterior area of mandibular bone following insertion of self-drilling mini implant without niche, using finite elements. **METHOD:** Descriptive study by finite elements that realizes a model of self-drilling mini-implant dimensions 2 x 6 x 1 (diameter x thread length x length transmucosal area) and performed a geometry modeling taking account jawbone without niche from which simulations were configured in Ansys Workbench v14.0 software. Static analysis for different insertion depths between 1 and 6 mm changing each 1 mm and was evaluated the stresses obtained in cortical bone and mini-implant for the different combinations of density in cortical and cancellous bone. **RESULTS:** Higher stress values were found in mini-implant for depths less than 4 mm due to the reduced cross section of mini implant accompanied by cortical bone fractures by the presence of stress concentrators in the geometric profile of the thread. The density as a parameter in evaluating the influence revealed low effort, presenting a standard deviation of 3.55 Mpa in mini-implant and 25.5 Mpa in cortical bone. **CONCLUSION:** The test results obtained during the simulation show a high value of stress on the cortical bone of the jaw, associated with the geometry of the mini-implant at the tip and interface of end of the thread and the beginning of transmucosal area.

Key words: Finite elements, stress, strain, self-drilling mini-implants, jawbone.

INTRODUCCIÓN

El concepto de control de anclaje es uno de los aspectos fundamentales para el tratamiento de ortodoncia y ha sido por muchos años un factor de eficacia limitada (1). Entre los anclajes utilizados, se encuentra el absoluto, que realiza movimientos en un grupo de dientes apoyándose sobre un punto idealmente fijo. Cada activación de fuerzas genera fuerzas reactivas en sentido opuesto siguiendo la tercera Ley de Newton, que enuncia que todo movimiento realizado producirá otro movimiento igual con la misma intensidad pero con dirección contraria. Si el punto de apoyo es un diente o grupo de dientes, el resultado final será la pérdida inevitable de anclaje. Sin embargo, si el punto de apoyo es un aditamento fijo al hueso como un implante o mini tornillo, entonces se obtendrá el anclaje deseado (1).

Los mini implantes son un sistema de anclaje óseo, clasificados dentro de la categoría de los dispositivos de anclaje temporal (TAD), que se refiere a cualquier tipo de implante o tornillo, que se inserta para proporcionar anclaje esquelético y que tras la finalización del tratamiento será retirado. Están constituidos generalmente de un compuesto bio-inerte titanio (Ti6Al4V), tienen un diámetro de rosca de 1.2 a 2.3 mm y una longitud de 4 a 15 mm de largo (2); proveen ventajas mecánicas y previenen que se ejerzan fuerzas ortodóncicas no deseadas, son económicos, particularmente fáciles de

ubicar, colocar y retirar, con una morbilidad quirúrgica mínima y que permiten soportar las fuerzas ortodóncicas de forma inmediata, sin afectar a los dientes contiguos (3).

A pesar de la versatilidad que presentan los mini-implantes, se ha reportado fracasos entre un 10% a 30%, probablemente relacionados con la estabilidad que tiene el mini-implante inmediatamente después de su inserción. Entre los factores más importantes que tienen impacto en la estabilidad se encuentran el diseño del mini-implante, el ángulo de inserción, el sitio de ubicación y la calidad ósea (4).

La mandíbula a diferencia del maxilar, presenta calidad ósea óptima en casi todas las regiones (hueso tipos 1 y 2) con gruesas corticales (hueso tipo 1) en la zona retromolar pero con hueso esponjoso tipo 4 en su interior. La zona más segura para la colocación del mini implante es la cara vestibular del proceso alveolar. Así mismo, la cara oclusal del reborde alveolar de áreas edéntulas o de diastemas son zonas fáciles y seguras para la inserción de los mismos (3).

Actualmente una de las grandes dificultades que surgen durante un tratamiento activo de ortodoncia es la falta de zonas adecuadas para conseguir un buen anclaje. En las clínicas de ortodoncia de UNICOC, se ha evidenciado la fractura del mini implante durante la inserción en el hueso mandibular; teniendo en cuenta esta problemática, el objetivo del estudio fue “Establecer la

distribución de esfuerzos y módulos de deformación producidos en zona posterior de hueso mandibular tras la inserción de un mini implante auto-perforante sin nicho previo, por medio del sistema de elementos finitos”.

MÉTODO

En el estudio descriptivo por elementos finitos, se tomaron como criterios de inclusión: Mini implante auto-perforante sin nicho previo de la casa comercial Brasileira (Auto-perforante 2 x 6 x 1). Fabricado en material de Titanio Grado V. Cortical ósea vestibular de zona posterior mandibular ubicada entre primer y segundo premolar.

Considerando que la geometría de la mandíbula es variable y que depende de parámetros como la edad y género del sujeto, se realizó un modelo de la pared cortical del hueso mandibular en el software Autodesk Inventor 2012; a partir de allí se exportó el modelo al Software de simulación Ansys Workbench V.14; en este se realizó la edición del modelo con el fin de rellenar la región de hueso esponjoso. De igual forma se realizó el modelo del mini-implante de tipo convencional auto-perforante de la casa comercial Brasileira (Auto-perforante 2x6x1 en donde las dimensiones de mini-implante son especificadas en milímetros y tienen el siguiente orden: diámetro x longitud de rosca x longitud de zona transmucosa). Figura 1.

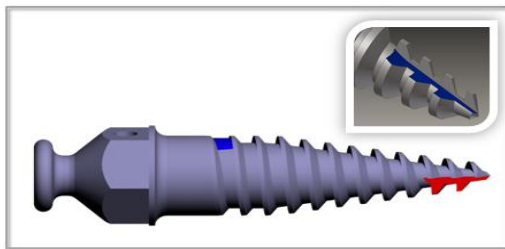


Figura 1. Modelamiento de Mini-implante autopercorante.

Una vez que fueron validadas las geometrías de los modelos se procedió a realizar la ubicación del mini-implante en la hemiarcada modelada.

La ubicación definida para el mini-implante fue a nivel de primer y segundo premolar mandibular. Figura 2.

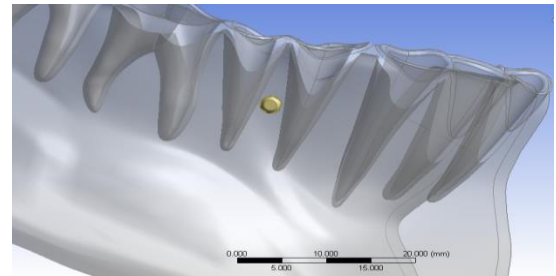


Figura 2. Ubicación de mini-implante en zona posterior de mandíbula ubicado entre primer y segundo premolar.

En este punto, el análisis consideraba tres objetos definidos: 1. Hueso cortical; 2. hueso esponjoso; y 3. el mini-implante, cada uno con propiedades específicas empleadas para el desarrollo de la simulación. Es así como este estudio considero hueso cortical con clasificación de densidad ósea tipo D2 y hueso esponjoso con clasificación D3 (5).

Tabla 1. Propiedades mecánicas para hueso cortical, hueso esponjoso (6) y Titanio Grado 5 (7).

	Titanio Grado 5	Hueso Cortical D2	Hueso Esponjoso D3
Mód. Elasticidad, GPa	113.8	6.4	2.6
Relación de Poisson	0.342	0.3	0.3
Resist. a fluencia, MPa	880	130	50
Resist. última a tensión, MPa	950	150	75
Resist. última a compresión, MPa	970	200	100

Para cada material fueron establecidas las propiedades mecánicas de mayor relevancia requeridas para el estudio las cuales se resumieron en la Tabla 1.

A diferencia del Titanio Grado 5 empleado en el mini-implante, el hueso tiene características anisotrópicas las cuales hacen variar los parámetros anteriormente enunciados en función a la dirección de aplicación de la carga por lo que la configuración de la simulación contempló las propiedades del hueso cortical y esponjoso como isotrópicas con el fin de evaluar en los resultados la incidencia de la dirección de aplicación de carga.

Otro parámetro de influencia es la densidad, la cual fue convertida del rango de unidades Hounsfield (HU) específico para la clasificación de hueso elegida con el fin de obtener un rango de valores de densidad aparente (BMD – Bone Mineral Density) y se actualizó en función a ésta el módulo de elasticidad del hueso (8). En la Figura 3 y la Figura 4 se ilustran los cambios del módulo de elasticidad en función a los valores de densidad utilizados para hueso cortical y esponjoso.

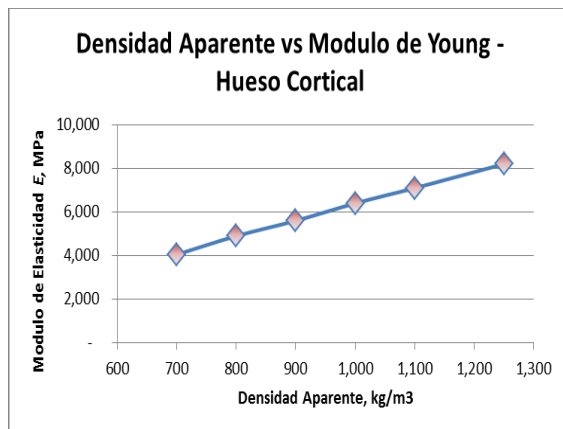


Figura 3. Densidad Aparente vs Modulo de Young para hueso cortical.

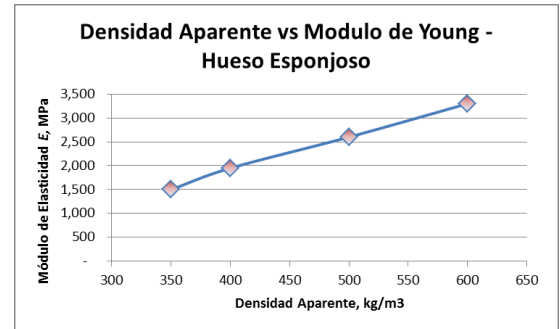


Figura 4. Densidad Aparente vs Modulo de Young para hueso esponjoso.

Considerando el objetivo del análisis, se optó por la realización de un análisis estático dividido en varios pasos el cual plantea una carga computacional mucho menor, para mostrar la influencia de la profundidad de inserción en los valores de esfuerzo y microdeformaciones obtenidas; además de permitir la configuración directa de cargas tipo torque para el análisis, de esta forma se establecieron diferentes pasos de acuerdo a la profundidad de inserción hasta alcanzar la inserción total de la zona roscada del mini-implante en el hueso cortical. (Figura 5 y Figura 6)

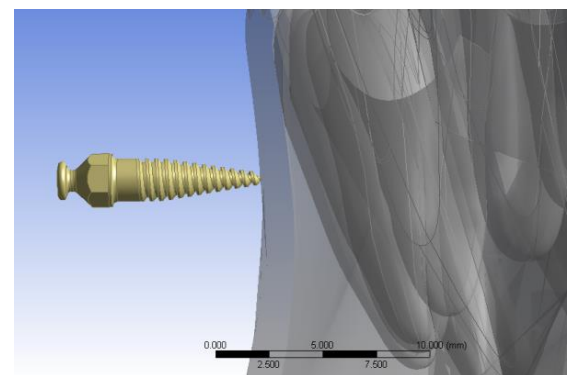


Figura 5. Inserción de mini implante en etapa inicial

Esta evaluación por pasos requirió el desarrollo de operaciones booleanas de sustracción entre el mini-implante y las áreas de hueso para actualizar la geometría en la zona de estudio por lo que el número de elementos y nodos discretizados en el estudio varío de paso a paso.

En todos los casos se consideró que el mini-implante ingresaba de forma perpendicular con una carga constante según protocolo UNICOC, la cual fue establecida con base en el máximo torque (20 N/cm) de la herramienta suministrada por la casa comercial que produce el mini-implante.

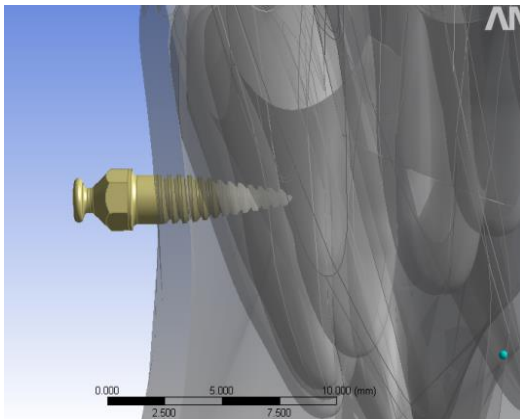


Figura 6. Inserción perpendicular de mini-implante.

A partir de este punto se establecieron las condiciones de frontera adicionales para restringir el modelo, de esta forma y considerando la geometría de la mandíbula modelada y su complejidad (Figura 7), se tomó un corte de la zona de inserción sobre la cual se aplicaron las restricciones de movilidad que permitieran la ejecución de las diferentes corridas de simulación para cada una de las etapas consideradas.(Figura 8)

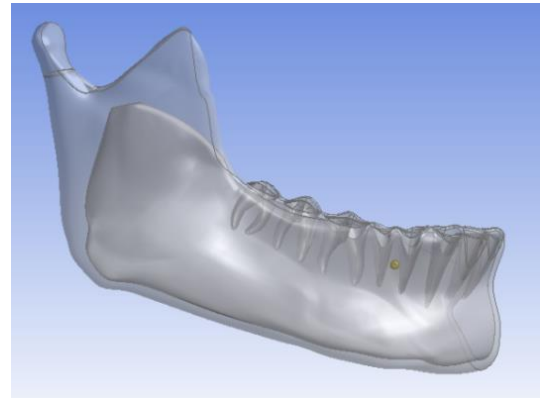


Figura 7. Modelado completo de la mandíbula

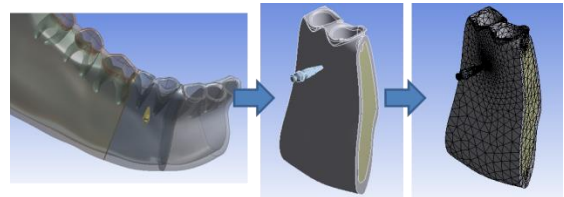


Figura 8. Sección final considerada para análisis

RESULTADOS

El análisis fue clasificado en diferentes etapas considerando la profundidad de inserción, una vez efectuados los análisis con el software Ansys v14.0, se obtuvieron resultados gráficos representados por una escala de color que varía en la escala *Rainbow* desde el menor valor (color azul) hasta el mayor valor (color rojo) como se ilustra en la Figura 9, para indicar los valores de los niveles de esfuerzo expresados en megapascuales (MPa) y deformación unitaria (mm/mm) para las diferentes profundidades de inserción evaluadas.

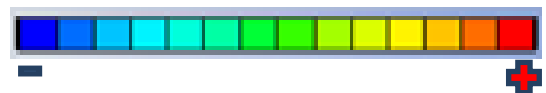


Figura 9. Escala *Rainbow* para valores de esfuerzo y deformación unitaria.



Figura 10. Escala Rainbow Inversa para valores de Factor de seguridad.

De forma análoga, se utilizó una escala Rainbow Invertida (Figura 10) para representar los resultados de factor de seguridad respecto al esfuerzo a fluencia o cedencia de los materiales considerados en el análisis en donde valores mayores a 1 indican solo deformación elástica del elemento analizado.

Los valores de esfuerzo limite obtenidos en cada uno de los análisis es comparado contra los valores de análisis establecidos en la Tabla 1.

Resultados para 1mm de inserción

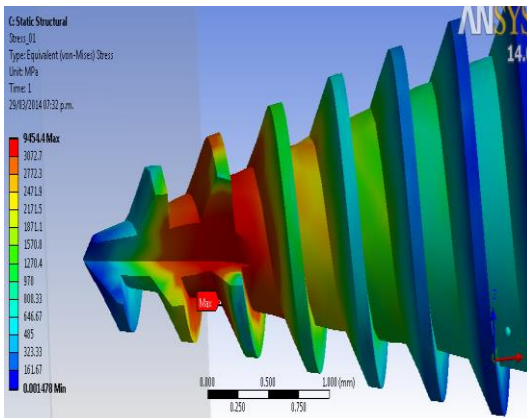


Figura 11. Esfuerzo evaluado sobre mini-implante

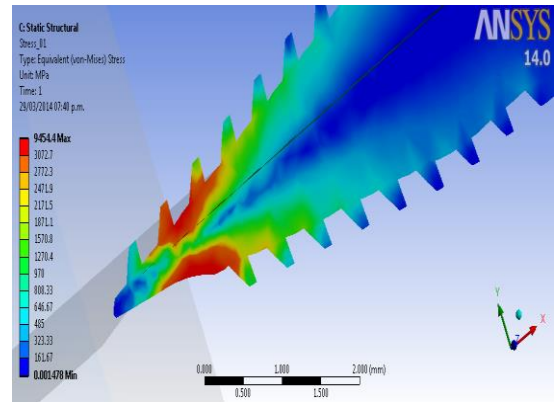


Figura 12. Plano de esfuerzo evaluado sobre mini-implante

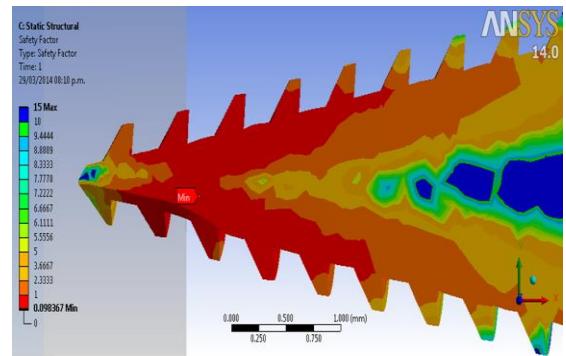


Figura 13. Factor de seguridad en relación al esfuerzo evaluado sobre mini-implante

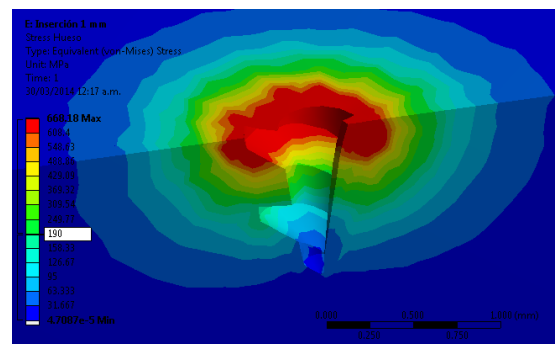


Figura 14. Esfuerzo evaluado sobre hueso D2 (Hueso Cortical con densidad aparente 1250 kg/m^3) y hueso D3 (hueso esponjoso con densidad aparente 350 kg/m^3) a 1 mm de inserción de mini-implante.

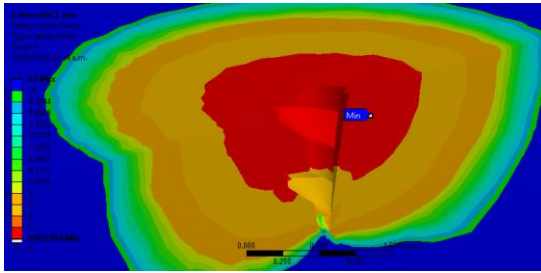


Figura 15. Factor de seguridad a fluencia sobre hueso D2 y D3

Análisis: Se evidencia un alto valor de esfuerzo en la interfaz hueso mini-implante asociado principalmente a la reducida sección transversal existente en el mini-implante en la punta (**Figura 11**, **Figura 12** Y **Figura 13**), con valores que exceden los límites de fractura de los materiales según lo establecido en la **Tabla 1**.

La representación del valor del esfuerzo en hueso cortical sugiere el fraccionamiento anticipado del mismo (**Figura 14** y **15**), sin embargo los esfuerzos principales sobre el perfil de la rosca del mini-implante son lo suficientemente altos para producir cizalladuras en el mismo de acuerdo a las propiedades establecidas en la **Tabla 1**.

Resultados para 2mm de inserción

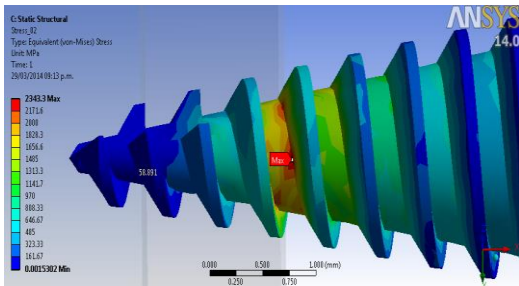


Figura 16. Esfuerzo evaluado sobre mini-implante

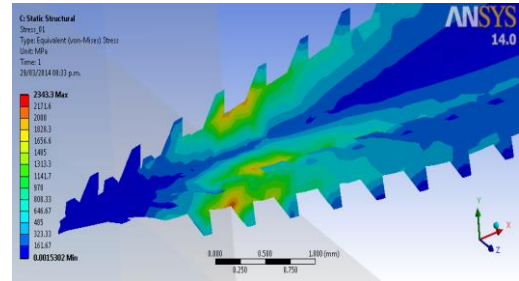


Figura 17. Plano de esfuerzo evaluado sobre mini-implante.

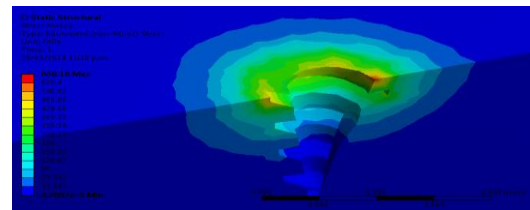


Figura 18. Esfuerzo evaluado sobre hueso D2 (Hueso Cortical con densidad aparente 1250 kg/m^3) y hueso D3 (hueso esponjoso con densidad aparente 350 kg/m^3) a los 2 mm de inserción del mini-implante.

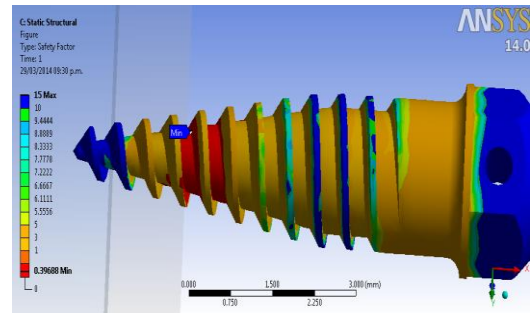


Figura 19. Factor de seguridad en relación al esfuerzo evaluado sobre mini-implante

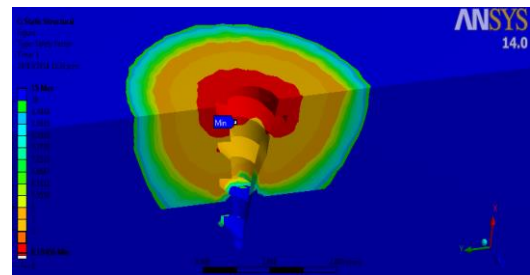


Figura 20. Factor de seguridad a fluencia sobre hueso D2 y D3

Análisis: Los valores registrados en la **Figura 16, Figura 17** y 18, evidencian una reducción del valor máximo de esfuerzo en la interfaz hueso mini-implante en comparación con los resultados previos de inserción de 1 mm, sin embargo los valores siguen teniendo un alto valor (2943 MPa), lo cual asegura falla del material del tornillo en la zona del hueso cortical en el que también se tienen valores altos de esfuerzo (668 MPa), indicando la posible fractura del mismo.

El valor del esfuerzo se distribuye y reduce rápidamente alcanzando los valores normales de resistencia del hueso cortical a 0.5 mm de la interfaz hueso mini-implante para la profundidad de inserción considerada como se aprecia en la Figura 19 y Figura 20.

Resultados para 3mm de inserción

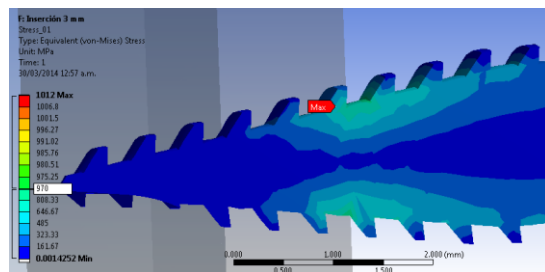


Figura 21. Esfuerzo evaluado sobre mini-implante a los 3 mm de inserción.

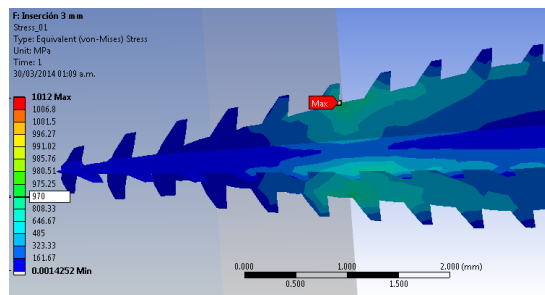


Figura 22. Plano de esfuerzo evaluado sobre mini-implante

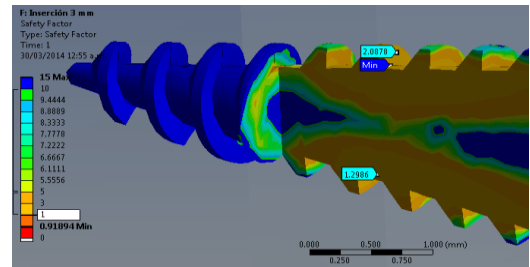


Figura 23. Factor de seguridad en relación al esfuerzo evaluado sobre mini-implante

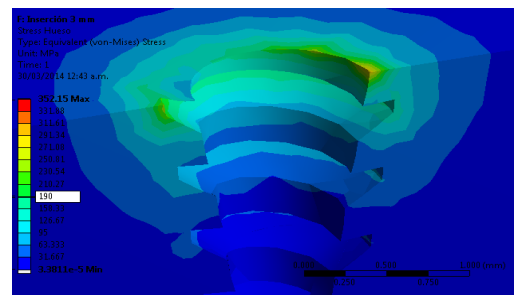


Figura 24. Esfuerzo evaluado sobre hueso D2 (Hueso Cortical con densidad aparente 1250 kg/m³) y hueso D3 (hueso esponjoso con densidad aparente 350 kg/m³)

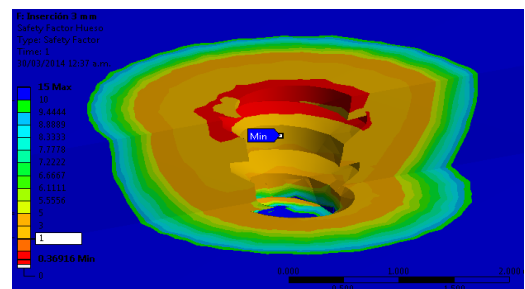


Figura 25. Factor de seguridad a fluencia sobre hueso D2 y D3

Análisis: En la Figura 22 y 23, se evidencia que continua la tendencia de esfuerzos altos en el perfil de raíz de la rosca del mini-implante (1012 MPa) la cual tiene una sección no redondeada que genera concentradores puntuales que maximizan el esfuerzo como se muestra en la Figura 26, la cual ilustra el perfil actual de la geometría de los hilos roscados, sin embargo, el análisis de la geometría adyacente al punto máximo

revela una condición de esfuerzos menor al esfuerzo máximo establecido para el material (Tabla 1) lo cual sugiere la necesidad de tener perfiles de rosca con bordes suavizados para reducir los niveles de esfuerzo localizado.

De igual forma se evidencia reducción de esfuerzos en el hueso manteniendo los valores de esfuerzo más altos en aquellas zonas anguladas de contacto con el perfil de rosca del mini-implante, lo cual da más valor a la necesidad de tener una forma más suavizada o redondeada en el perfil de la rosca del tornillo como se observa en la Figura 24 Figura 25, en donde igualmente se observa que para esta profundidad de inserción la característica auto-perforante del tornillo ya no tiene ninguna influencia sobre el hueso cortical por lo que los altos valores de esfuerzo cortante asociados a dicha característica se reducen notablemente.

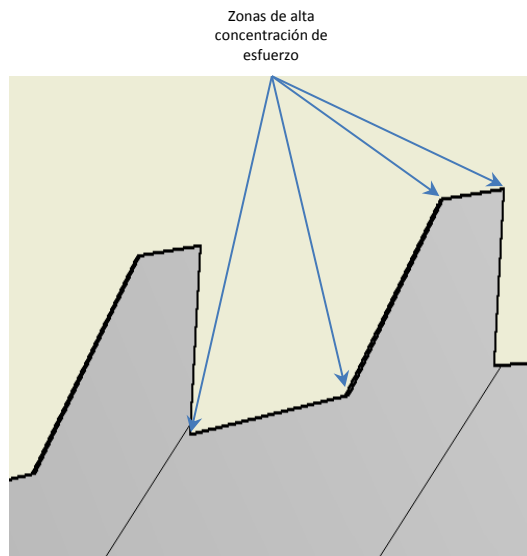


Figura 26. Detalle de la geometría actual del mini-implante empleado en el análisis, evidencia geometría no suavizada que genera altos concentradores de esfuerzo.

Resultados para 4mm de inserción

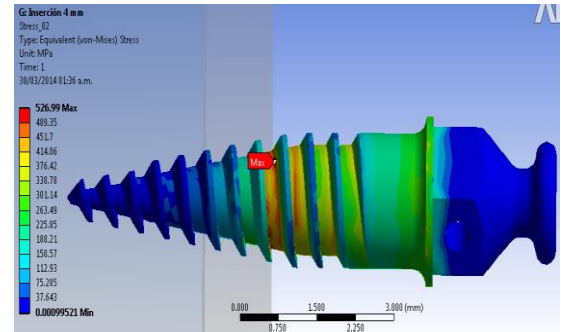


Figura 27. Esfuerzo evaluado sobre mini-implante para 4 mm de inserción.

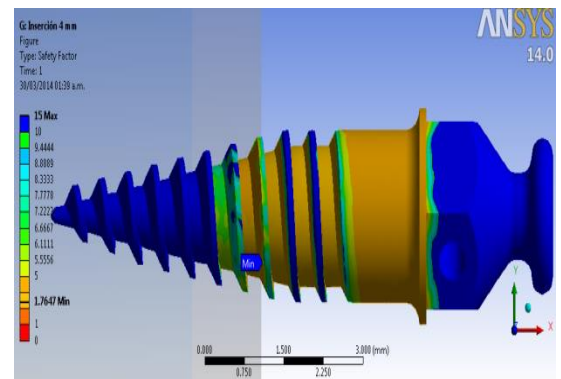


Figura 28. Factor de seguridad en relación al esfuerzo evaluado sobre mini-implante

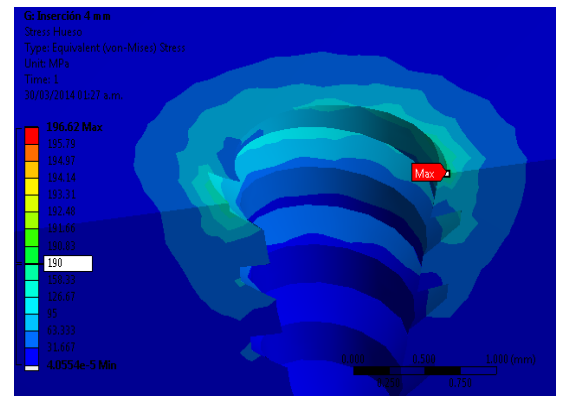


Figura 29. Esfuerzo evaluado sobre hueso D2 (Hueso Cortical con densidad aparente 1250 kg/m^3) y hueso D3 (hueso esponjoso con densidad aparente 350 kg/m^3).

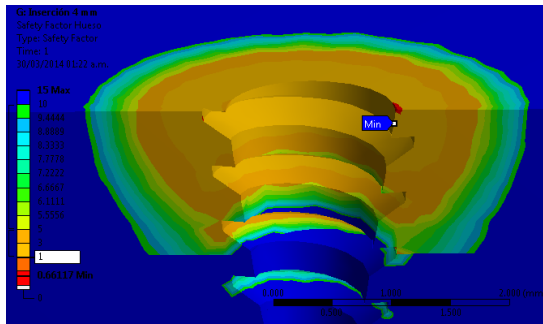


Figura 30. Factor de seguridad a fluencia sobre hueso D2 y D3.

Análisis: Primer análisis en el cual se evidencia que los concentradores de esfuerzo asociados a la geometría angulada de rosca, presentan valores de esfuerzo que se encuentran dentro del límite elástico (valores de esfuerzo < 950 MPa) del material en el caso del mini-implante como se ilustra en la Figura 27 y Figura 28; para el hueso cortical se presentan nuevamente los bordes del perfil de rosca como zonas de concentración con rápida disminución del esfuerzo desde el eje del mini-implante, considerando el punto inicial de aplicación de carga para la profundidad considerada como se ilustra en la Figura 29 y Figura 30.

Resultados para 5mm de inserción

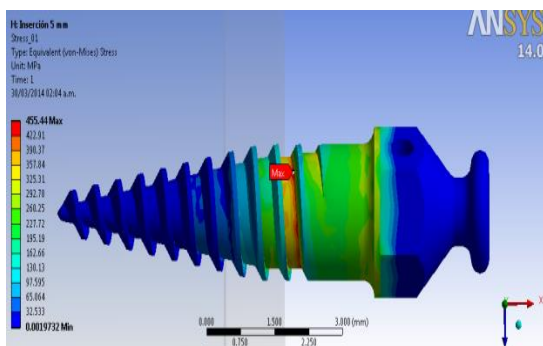


Figura 31. Esfuerzo evaluado sobre mini-implante a 5 mm de inserción.

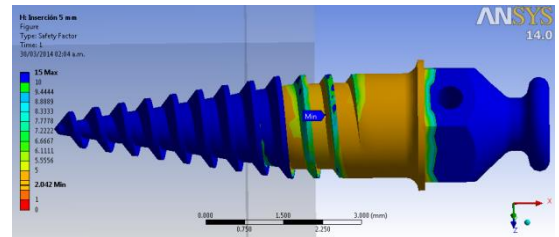


Figura 32. Factor de seguridad en relación al esfuerzo evaluado sobre mini-implante.

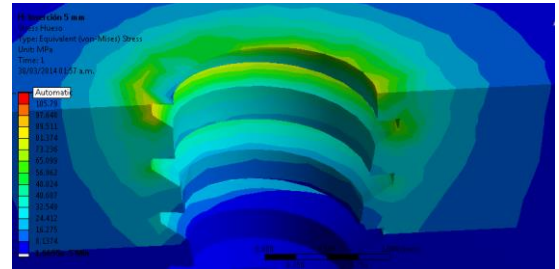


Figura 33. Esfuerzo evaluado sobre hueso D2 (Hueso Cortical con densidad aparente 1250 kg/m^3) y hueso D3 (hueso esponjoso con densidad aparente 350 kg/m^3).

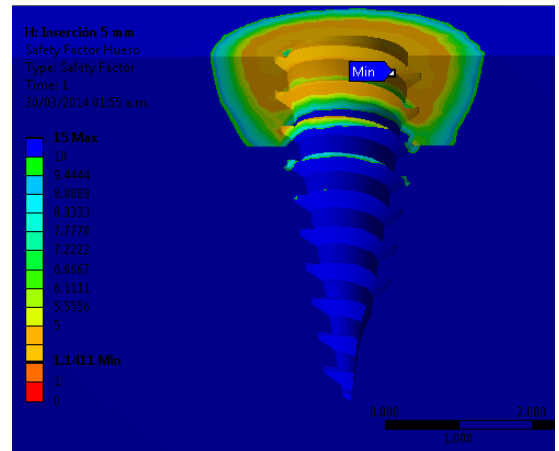


Figura 34. Factor de seguridad a fluencia sobre hueso D2 y D3.

Análisis: Valores de esfuerzo consistentes (455 MPa) para mantener un adecuado anclaje considerando solo deformación elástica sin posibilidad de fractura en la interfaz mini-implante – hueso cortical, con un esfuerzo máximo en el tornillo del 46% del S_y (Esfuerzo de fluencia) y en el hueso del

59%. Se valida que como consecuencia del aumento de la sección transversal en el mini-implante, los esfuerzos inducidos en el mismo son cada vez menores como se ilustra en la **Figura 31** y Figura 32.

De igual manera al reducir el cambio de forma del cuerpo del mini-implante los esfuerzos sobre el hueso cortical también decrecen, alcanzando valores que sugieren una traba estable para evitar el deslizamiento del mini-implante ($48 \text{ MPa} < S_y < 106 \text{ MPa}$) como se ilustra en la Figura 33 y Figura 34.

Resultados para inserción completa del mini-implante

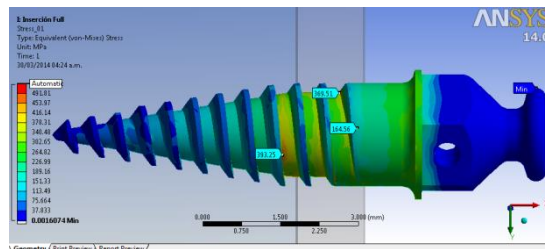


Figura 35. Esfuerzo evaluado sobre mini-implante para inserción completa.

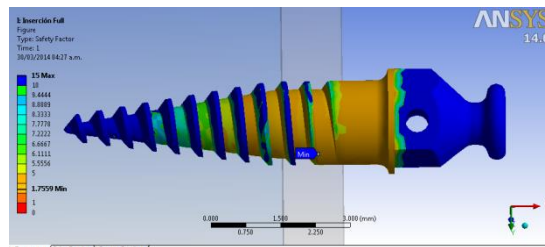


Figura 36. Factor de seguridad en relación al esfuerzo evaluado sobre mini-implante.

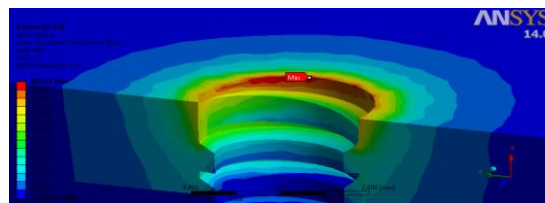


Figura 37. Esfuerzo evaluado sobre hueso D2 (Hueso Cortical con densidad aparente 1250 kg/m^3) y hueso D3 (hueso esponjoso con densidad aparente 350 kg/m^3)

Análisis: Valores de esfuerzo consistentes para mantener un adecuado anclaje considerando solo deformación elástica en la interfaz mini-implante – hueso cortical, con un esfuerzo máximo en el tornillo de 540 MPa (Figura 35 Figura 36). Considerando que el desarrollo de los casos de carga involucra una operación booleana (resta de volúmenes), la geometría del hueso refleja la condición final en la que se ha alcanzado la zona transmucosa, sin embargo la inserción del mini-implante para alcanzar esta posición supone un alto esfuerzo al tener que comprimir la cuarta parte del último hilo de la rosca, para solo dejar la superficie lisa del diámetro de zona transmucosa en la zona de la interfaz con el hueso cortical como se ilustra en la Figura 37.

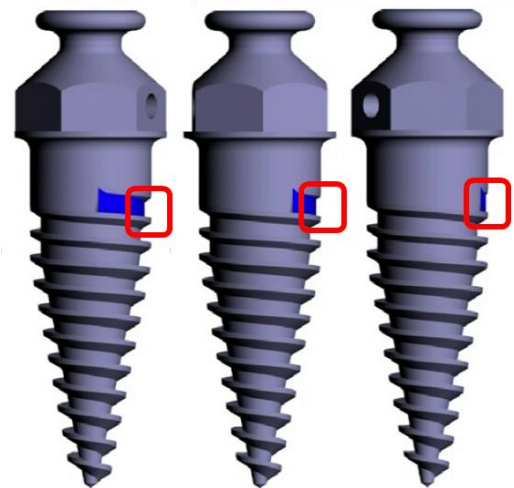


Figura 38. Cambio de la profundidad de rosca en cercanía a la zona transmucosa.

Basados en el hecho del uso de características isotrópicas en hueso, es inminente la falla del hueso cortical ocasionando fractura del mismo, como consecuencia de la transición que reduce la profundidad de la rosca en el hilo más cercano al área transmucosa, en la fase final de inserción como se ilustra en la Figura 38 la cual comprime el hueso en la zona de transición, haciendo que se pierda en un alto

porcentaje la sujeción del mini-implante en el hueso cortical.

Análisis de densidades

De forma complementaria se obtuvieron resultados para un análisis independiente, en el que se determinó la influencia del cambio de densidad para un caso particular de profundidad de inserción (inserción de 5 mm), teniendo en cuenta el grado de unidades Hounsfield para los tipos de hueso considerados (D2 para hueso cortical y D3 para hueso esponjoso).

Tabla 2. Valores de densidad para hueso cortical considerados.

Hueso Cortical		
Punto	Densidad	Mód. Elasticidad Mpa
1	700	4,050
2	800	4,900
3	900	5,600
4	1,000	6,400
5	1,100	7,100
6	1,250	8,200

Tabla 3. Valores de densidad aparente para hueso esponjoso considerados.

Hueso Esponjoso		
Punto	Densidad	Mód. Elasticidad Mpa
1	350	1,500
2	400	1,950
3	500	2,600
4	600	3,300

Con base en los valores estipulados en las Tabla 2 y Tabla 3 se ejecutaron los diferentes análisis cuyos resultados se muestran en la Figura 39 y 40.

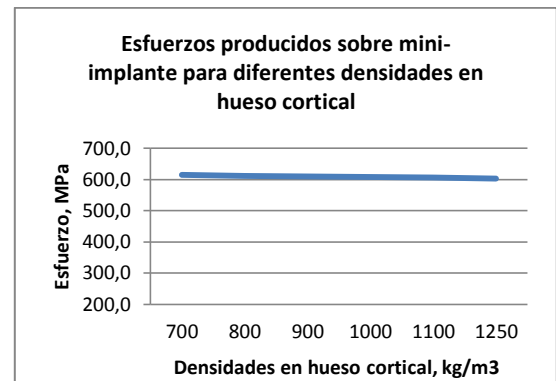


Figura 39. Esfuerzos producidos sobre mini-implante para diferentes densidades en hueso cortical.

A medida que se incrementa la densidad del hueso cortical, no se evidencian cambios en los niveles del esfuerzo producidos en el Mini-implante (Figura 4039).

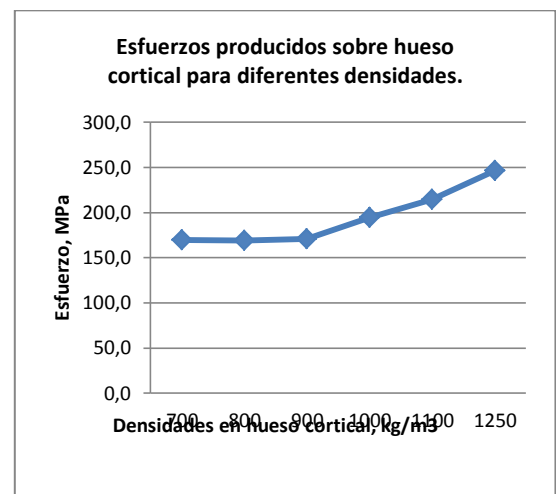


Figura 40. Esfuerzos producidos sobre hueso cortical para diferentes densidades.

El esfuerzo obtenido en el hueso cortical es directamente proporcional con el aumento en la densidad ósea (Figura 40).

DISCUSIÓN

Algunos estudios establecen los factores asociados a la falla en la estabilidad de mini-implantes como Miyawaki y colaboradores (2003), relaciona el diámetro del tornillo de 1mm o menos, inflamación del tejido peri-implante y hueso cortical delgado; Cheng en (2004) mediante un estudio relacionó la longitud del mini-implante; Chun HJ en 2005 relacionó la forma de la rosca como un factor adicional; Motoyoshi 2005 determina el paso de rosca, los hilos de rosca hacia la derecha y la asimetría geométrica como factores influyentes asociados a la reducción del porcentaje de éxito (9-12).

Motoyoshi 2009 sugiere alta tasa de daño de mini-implantes en la fase inicial de inserción debido a la reducida sección transversal en la punta del mini-implante y la reducción de área adicional generada por el corte y geometría autoperforante; la falla no se presenta siempre en el mini-implante ya que las características anisotrópicas del hueso permiten una reducción en la presión, que ejerce el hueso contra la punta del mini-implante durante su inserción (13).

Según Ting-Shen Lin en 2013, los esfuerzos se concentran alrededor de la región de inserción del mini-implante. Los esfuerzos en el hueso esponjoso se distribuyen alrededor del mini-implante y son extremadamente pequeños en comparación con los evidenciados en hueso cortical (14). Motoyoshi (2005) reporta que los esfuerzos presentan mayores valores en el hueso cortical en relación al hueso esponjoso (12).

Ashish et al en 2011 relacionó la influencia del paso de la rosca y el esfuerzo de Von Mises generado, identificando que menores valores de paso inducen menores valores de esfuerzo en hueso cortical. Determino que el patrón de distribución de esfuerzos se concentra al máximo en el punto de entrada

del mini-implante en el hueso cerca de la zona transmucosa del mismo (15).

Van Eijden (2006) evaluó la densidad como parámetro de influencia para la inserción, encontrando una relación lineal entre la densidad y el módulo de elasticidad, determinando que es más sencillo realizar la inserción en hueso cortical de menor densidad (8).

CONCLUSIONES

La geometría del tornillo y la fuerza generada durante la inserción del mini implante, serán factores influyentes para el daño en la punta, asociado al alto esfuerzo cortante que se produce tras la inserción en el hueso cortical.

La geometría del mini-implante en la interfaz de finalización de la rosca e inicio de la zona transmucosa, genera un alto valor de esfuerzo asociado al aplastamiento de la huella del perfil de rosca en el hueso cortical, el cual provoca fractura del mismo incrementando la tasa de fracaso en la inserción del mini-implante.

La presencia de nicho previo en la inserción del mini-implante reduce los esfuerzos en la punta del mismo, dada su reducida sección transversal la cual origina altos valores de esfuerzo y deformación.

La deformación permanente que se puede generar en el perfil del mini-implante, dificulta la creación de una huella roscada en el hueso, aumentando los esfuerzos por compresión en la zona de la interfaz.

Los valores de esfuerzo se normalizan con diámetros previos para inserción de por lo menos un milímetro y el ajuste de la geometría de la rosca del mini-implante, para minimizar geometrías anguladas que actúan como concentradores de esfuerzo.

REFERENCIAS

1. Balut N, Rotberg J. Antecedentes de los mini implantes ortodóncicos. In Balut N. Mini implantes como anclaje en ortodoncia. 1st ed. Madrid: Ripano; 2012. p3-12.
2. Florvaag B, Kneuert P, Lazar F, Koebke J, Zöller J, Braumann B, et al. Biomechanical Properties of Orthodontic Miniscrews. An In-vitro Study. J Orofac Orthop. 2010; 71(1): 53–67.
3. Sánchez Garcés MA, Aznar Arasa LI, Alvira González J, Esquembri Bescós N, Ferriol Fiol N, López Ramírez M, et al. Revisión bibliográfica de Implantología Bucofacial del año 2009. 2ª Parte. Avances en Periodoncia [revista en la Internet]. 2011; 23(3): 171-186.
4. Deguchi T. The use of small Titanium screw for orthodontic anchorage. J Dental Research. 2003; 82(5): 377-81.
5. Mish. Densidad Osea: Factor determinante en el plan de tratamiento. In Inc M, editor. Implantología Contemporánea. 3rd ed. España: Elsevier; 2009. p645-667.
6. Keaveny TM, Morgan EF, Yeh OC. Bone Mechanics. In Kutz M. Biomedical Engineering and Design Handbook, Volume 1. Chicago. McGraw-Hill; 2009. p 8-24.
7. Matweb LLC. MatWeb Material Property Data. [Online].; 2014 [citado 2014 Enero 12]. Disponible en : http://www.matweb.com/search/dataset_print.aspx?matguid=a0655d261898456b958e5f825ae85390.
8. Van Eijden T, van der Helm P, van Ruijven L, Mulder L. Structural and Mechanical Properties of Mandibular Condylar Bone. J Dent Res. January 2006; 85: 33-37.
9. Miyawaki S, Kojima I, Inoue M, Mishima K, Sugahara, Takano Y. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. Am. J. Orthod Dentofac. Orthop. 2003; 124: 373-78.
10. Cheng S, Tseng I, Lee J, Kok S. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004; 19:100-6.
11. Chun H, Cheong S, Han J, Heo S, Chung J, Rhyu I, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. J Oral Rehabil. 2002; 29: 565–574.
12. Motoyoshi M, Yano S, Tsuruoka T, Shimizu N. Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant; a finite element analysis. Clin Oral Impl Res. 2005; 16: 480–485.
13. Motoyoshi M, Inaba M, Ueno S, Shimizu N. Mechanical anisotropy of orthodontic mini-implants. Int J Oral

Maxillofac Surg. 2009; 38: 972–977.

14. Ting-Sheng L, Feng-De T, Chih-Yu C, Li-Wen L. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2013; 143: 182-89.
15. Ashish H, Nikhilanand H, Vinay PR, Chandrashekhar B, Arun A, Mahendra S. Effect Of The Thread Pitch Of Orthodontic Mini-Implant On Bone Stress-A 3D Finite Element Analysis. *Journal of Dentistry.* : 1: 91-97.