



Investigación original

Simulación de fractura de minitornillos al insertarlos en el cuerpo mandibular, a través de un análisis de elementos finitos

Camila María Mendoza-Escobar¹, Víctor Manuel Araujo-Monsalvo²,
Ricardo Ondarza-Rovira³, Salvador García-López⁴

¹ Egresada de la Maestría en Ortodoncia. Universidad Intercontinental, Ciudad de México, México.
<https://orcid.org/0009-0003-8093-4515>

² Instituto Nacional de Rehabilitación, Ciudad de México, México. <https://orcid.org/0000-0002-6969-0965>

³ Profesor de estadística. Universidad Intercontinental, Ciudad de México, México. Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, Estado de México, México. <https://orcid.org/0000-0002-0135-8501>

⁴ Director de tesis, Universidad Intercontinental. Profesor honorario Departamento de Ortodoncia. Hospital General Dr. Manuel Gea González. Universidad Autónoma Metropolitana. Ciudad de México, México.
<https://orcid.org/0000-0003-1391-738X>

Autor de correspondencia:

Salvador García López

E-mail: salvador.garcia@universidad-uic.edu.mx

Recibido: 30 enero 2024

Aceptado: 24 septiembre 2024

Citar como:

Mendoza-Escobar CM, Araujo-Monsalvo VM, Ondarza-Rovira R, García-López S. Simulación de fractura de minitornillos al insertarlos en el cuerpo mandibular, a través de un análisis de elementos finitos [Simulation of Mini-screw Fracture when Inserted into the Mandibular Body, through Finite Element Analysis]. *Rev Odontol Mex.* 2025; 29(3): 49-58. DOI: 10.22201/fo.1870199xp.2025.29.3.94256

RESUMEN

Introducción: el estudio de elementos finitos ayuda a predecir la tensión, la compresión y deformación que sufre un cuerpo sometido a una carga. **Objetivo:** Evaluar el riesgo de fractura de dos minitornillos de acero inoxidable al momento de la inserción al cuerpo mandibular a través de un



análisis de elementos finitos. **Materiales y Métodos:** A partir de un CBTC de un paciente con maloclusión clase III, se obtuvo un modelo mandibular impreso en 3D. Posteriormente se insertaron el minitorneillo de acero inoxidable autorroscante y el autoperforante de 2 x 12 mm de longitud en el cuerpo mandibular del modelo para simular en la tomografía la misma dirección; 150 cortes fueron obtenidos de la tomografía volumétrica, los cuales fueron importados al programa InVesalius 3.1.1. Se determinaron los niveles de tensión ejercidos a 10 N/cm² y 14 N/cm² a los 2, 4, 6, 8 y 10 mm de profundidad, tanto en el minitorneillo como en la zona de inserción del cuerpo mandibular. **Resultados:** Al insertar el minitorneillo, a 2 mm de profundidad, de 10 N/cm² y 14 N/cm², presentó mayor tensión en la punta y borde del hueso circunferencial. Al insertarlo a 10 mm recibió mayor tensión en la parte superior del cuerpo y cuello. En las imágenes, se observó que el minitorneillo autorroscante recibió mayor tensión en el cuello y parte superior del cuerpo a comparación del minitorneillo autoperforante que recibió la tensión en la punta. Hubo una diferencia estadísticamente significativa mayor tanto a 14 N/cm² comparada con la de 10 N/cm². **Conclusiones:** Se sugiere utilizar minitorneillos de acero inoxidable autoperforantes de 2mm de ancho y 12 mm de largo, aplicando una fuerza de 10 a 12 N/cm² para lograr una estabilidad óptima, disminuir la fuerza al insertar completo el minitorneillo y así evitar la fractura de la cabeza del mismo.

Palabras clave: minitorneillos, tensión, fractura, análisis de elementos finitos, Ortodoncia.

INTRODUCCIÓN

Los minitorneillos quirúrgicos para anclaje en ortodoncia fueron introducidos en 1997 por Konomi¹ y, a medida que ha transcurrido el tiempo, han surgido otros dispositivos. Su aplicación en la ortodoncia ha aportado grandes beneficios en diferentes modalidades de tratamientos. Entre las ventajas principales de los minitorneillos se cuentan: biocompatibilidad; mínima necesidad de anestesia local; fácil inserción y desinserción; de manera inmediata admiten la carga de fuerzas ortodónticas y mínima incomodidad del paciente. Sin embargo, sobreinsertar el minitorneillo puede causar estrés torsional al cuello del dispositivo, lo que lo afloja además de llegar hasta a invaginarse en el tejido gingival^{2,3}. A su vez, la tasa de fracaso de minitorneillos es mayor en mandíbula, donde la cortical ósea es más gruesa y densa, por lo general en parte debido al mayor estrés que se concentra alrededor de la región de inserción del minitorneillo⁴.

En la actualidad, el uso de minitorneillos en el tratamiento de ortodoncia es más frecuente, en tanto que facilita la mecánica en el tratamiento. Hoy en día, existe una amplia variedad de estos dispositivos, cuyos diámetros van desde 1.0 mm hasta 2.3 mm y extensiones desde los 4 mm hasta los 21 mm, además de diferentes materiales siendo los más comunes titanio y acero inoxidable. El de acero inoxidable es la mejor opción por su alta rigidez y calidad de la punta⁵. Cada minitorneillo se selecciona según la zona de inserción y la cantidad de hueso disponible. Existen una variedad de minitorneillos en dimensiones y composición, que algunos han resultado mejor que otros o inclusive pueden fracturarse debido al diámetro y longitud de éstos. En pacientes con maloclusión clase III y necesidad de retracción del arco mandibular para obtener ligera corrección esquelética y dental, sin extracciones o cirugía ortognática, los minitorneillos están indicados en el cuerpo mandibular⁶. Inaba⁷ y Park *et al.*⁸ sugieren colocar los minitorneillos en un ángulo tal de la superficie del hueso que incremente el contacto óseo. Los minitorneillos deberían de ser colocados lateralmente a las raíces de los molares y lo más perpendicular posible al plano oclusal para que funcionen como un aditamento de anclaje. Durante

la colocación de los minitornillos se genera un estrés torsional en aumento, con lo que pueden doblarse, fracturarse o se produzcan pequeñas fracturas en el hueso periimplantario y afectar su estabilidad^{9,10}.

Persiste la necesidad de conocer más sobre el riesgo de fractura de un minitornillo al momento de insertarlo en el cuerpo mandibular, así como de las complicaciones durante su colocación y las posteriores a la activación de la mecánica ortodóncica, relacionadas todas ellas con la estabilidad y seguridad del paciente. Se necesita un entendimiento completo de la correcta técnica de inserción, densidad ósea, tejido duro y blando alrededor de la zona de inserción, estructuras anatómicas regionales y las indicaciones poscolocación para asegurar el éxito y seguridad de los minitornillos. Para evitar estrés en el minitornillo, se debe insertar lentamente, con mínima presión para asegurar el máximo contacto óseo. Al introducirlo en una cortical ósea densa, el clínico debería considerar, a medida que se va haciendo la inserción, desenroscar una o dos vueltas para reducir el estrés del minitornillo y el hueso. En hueso denso, utilizar minitornillos de longitudes largas puede generar fuerzas de torsión significativas y dar como resultado falla mecánica, generalmente en el área subyacente a la cabeza del minitornillo¹¹. Además, pueden ser tornillos autoperforantes o autorroscantes, los autoperforantes perforan el tejido óseo sin necesidad de una perforación previa mientras que los autorroscantes sí requieren de una perforación previa.

Los estudios de elementos finitos de minitornillos analizan el comportamiento mecánico y ayudan a optimizar su diseño, ya que incluye la evaluación de tensiones, deformaciones y la capacidad de carga bajo diferentes condiciones, por lo que puede simular el rendimiento del minitornillo en situaciones reales, como la torsión o la carga axial, para prevenir fallos y mejorar la eficiencia. Por lo tanto, el propósito de este estudio fue analizar el riesgo de fractura de los minitornillos de grosor de 2 mm que se colocan en el cuerpo mandibular a través de un análisis de elementos finitos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizó un estudio de simulación y modelo virtual mediante una tomografía de CBCT de un paciente masculino con crecimiento esquelético Clase III para generar cortes con separación de 0.625 mm entre ellos en formato DICOM, que sirvió de modelo para este estudio.

El Análisis de Elementos Finitos (AEF), es un *software* utilizado para realizar análisis en distintas ramas de la ingeniería; una de ellas, la biomecánica. Permite estudiar estructuras complejas con alta precisión como lo son los órganos y tejidos humanos. El AEF, se basa en dividir un modelo (medio continuo) en una serie de subdominios no intersectantes entre sí denominados elementos finitos. La creación del AEF requirió de dos etapas: **Pre-procesamiento**, consistió en la descripción de la geometría de un modelo con elementos finitos, además de determinar las condiciones del material (homogéneo, no homogéneo, isotrópico o anisotrópico y las condiciones de carga) y **Pos-procesamiento**, etapa donde se efectuó la simulación del modelo con las diversas condiciones aplicadas para obtener la solución del estudio. Por lo tanto, el AEF permite a médicos e ingenieros estudiar la biomecánica de estructuras del cuerpo humano con la utilización de modelos virtuales basados en estudios tomográficos o de resonancia magnética.

El estudio se realizó con un tomógrafo Carestream CS 9500 3D System (Carestream Health, Inc. Rochester, NY), para la tomografía volumétrica de un paciente con maloclusión clase III. Se utilizaron los programas computacionales; Mimics 17.0™ (Materialise Inc., Leuven, Belgium); 3-Matic 10.0™ (Materialise Inc., Leuven, Belgium); Autodesk Fusion 360; ANSYS 14.5™ (Ansys

Inc., Canonsburg, PA, EE. UU.). Se eligieron dos minitornillos de acero inoxidable de 2 mm de diámetro y 12 mm de longitud, uno autorroscante y otro autopercutor.

Posteriormente se obtuvieron cortes en formato DICOM y se exportaron al programa Mimics 17.0. A ello continuó realizar la segmentación, lo que consistió en utilizar las unidades Hounsfield de las imágenes para delimitar las diferentes estructuras presentes, a efectos de permitir la asignación y demarcación de límites entre cada diente con su ligamento respecto al hueso circundante y establecer el grosor de la cortical ósea. En este paso, se eliminaron los elementos de ruido y artefactos ajenos a las estructuras anatómicas deseadas.

Se establecieron coordenadas múltiples en los tres planos del espacio a partir de los cortes obtenidos en el formato DICOM bidimensional. La relación entre esas coordenadas permitió ensamblar la estructura tridimensional. Esta operación se consiguió con el programa 3-Matic 10.0. El programa Autodesk Fusion 360 se utilizó para el diseño de los tornillos, tomando como referencia cada minitornillo. Posteriormente, el modelo y el minitornillo se exportaron al software ANSYS con el cual se consiguió la reconstrucción volumétrica y se desglosaron varias operaciones realizadas a través del propio ANSYS.

Se imprimió el modelo de la mandíbula en 3D (Ender 3 pro creality, Shenzhen Creality 3D Technology Co., Ltd, China) obtenido de la tomografía utilizada para este estudio mediante estereolitografía la cual determinó previamente la zona y técnica de inserción de los minitornillos. Una vez seleccionada la posición exacta de inserción a evaluar, se procedió a introducir cada minitornillo, guiados paso a paso por la técnica de inserción recomendada por Inaba⁷ y Park *et al.*,⁸ quienes sugieren colocar los minitornillos en un ángulo de 30° a la superficie del hueso para incrementar el contacto óseo. En la Figura 1 se puede observar el modelo estereolitográfico con la presencia del cuerpo o repisa mandibular donde se seleccionó la zona de inserción del minitornillo. Por medio de las operaciones booleanas de sustracción del programa Autocad se permitió eliminar la cantidad de hueso alveolar necesario para la adaptación íntima del minitornillo insertado en hueso como método de anclaje dental.

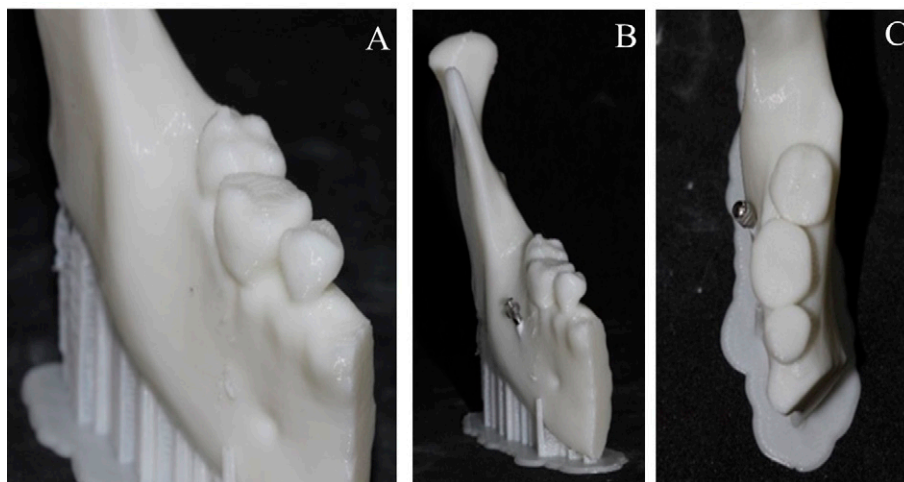


Figura 1. Estereolitografía impresa en 3D en la que se muestra la secuencia de colocación de un minitornillo en el cuerpo mandibular. A. Modelo inicial. B. Vista sagital con minitornillo insertado. C. Vista oclusal.

Las propiedades biomecánicas se asignaron a cada una de las estructuras que conformaron el modelo (Tabla 1) calculadas por el programa. El mallado del modelo se realizó mediante la elección de los elementos, que consistieron en tetraedros de diez nodos. Las condiciones de frontera fueron asignadas en la zona distal del hueso mandibular. Los vectores de fuerza fueron puntos simples de carga partiendo del minitornillo y se utilizaron cargas de 10 N/cm² y 14 N/cm². Se analizaron cinco escenarios de acuerdo con la tensión generada a los 2, 4, 6, 8 y 10 mm de profundidad obteniendo la tensión de Von Mises, así como las deformaciones en el hueso mandibular. Se analizaron las pruebas, se cuantificaron los resultados y fueron vaciados en una hoja de Microsoft® Excel para su análisis estadístico. Los datos se expresaron como media y desviación estándar (DE). Las diferencias entre los minitornillos de 10 N/cm² comparados con los de 14 N/cm² tanto de acero inoxidable se determinaron mediante la prueba U Mann-Whitney utilizando el software GraphPad Prism 10 (GraphPad Software Inc., San Diego, CA, Estados Unidos). El nivel de significancia se estableció en p<0.05.

Tabla 1. Módulo elástico y relación Poisson de cada uno de los componentes utilizados en el modelo de elementos finitos.

Material	Módulo Elástico (MPa)	Relación de Poisson
Hueso cortical	14.7	0.30
Diente	20.7	0.30
Mini- tornillo	114	0.34
Ligamento periodontal	6.89 x 10 ⁻⁵	0.45
Aleación de titanio	110	0.30
Acero inoxidable	230	0.30

Pie de tabla: Se comparó la inserción de mini-tornillos 2 mm x 12 mm, autorroscantes y autopercutantes sobre el esfuerzo sobre la mandíbula de minitornillos de acero inoxidable de 2 a 10 mm de profundidad a 10 y 14 N/cm², evaluado en megapascales (MPa).

RESULTADOS

En la Tabla 2 se puede observar que el mayor esfuerzo del minitornillo autorroscante de acero inoxidable se presentó a los 2 mm de inserción. Sin embargo, hubo una diferencia estadísticamente significativa al comparar el esfuerzo de 10 N/cm² en comparación con el de 14 N/cm².

Tabla 2. Esfuerzo del minitornillo de acero inoxidable autorroscante.

Profundidad	Acero autorroscante 10 N/cm ²	Acero autorroscante 14 N/cm ²
2 mm	44.07	61.70
4 mm	28.14	39.39
6 mm	31.01	43.41
8 mm	27.46	38.44
10 mm	31.87	44.62
Promedio con desviación estándar	32.51± 6.72	45.51± 9.42**

Pie de tabla: Hubo una diferencia estadísticamente significativamente mayor en el minitornillo autorroscante a los 14 N/cm² de fuerza, comparado con el de 10 N/cm² **p<0.001. La mayor tensión fue a los 2mm (color azul).

El esfuerzo de tensión del minitorneillo de acero inoxidable autoperforante al momento de su inserción a los 2, 4, 6 y 10 mm se puede identificar en la Tabla 3, que hubo una diferencia estadísticamente significativamente mayor en el minitorneillo autoperforante a los 14 N/cm². Por medio del Análisis de Elementos Finitos se observan los resultados expresados con imágenes a través de la Tensión de Von Mises, la cual expresa la magnitud física proporcional a la energía de distorsión y fue representada por medio de colorimetría.

Tabla 3. Esfuerzo del minitorneillo de acero inoxidable autoperforante.

Profundidad	Acero Autoperforante 10 N/cm ²	Acero Autoperforante 14 N/cm ²
2 mm	51.12	71.57
4 mm	36.06	50.48
6 mm	39.17	54.84
8 mm	25.59	35.82
10 mm	26.94	37.71
Promedio con desviación estándar	35.77 ±10.36	50.08 ±14.50**

Pie de tabla: Hubo una diferencia estadísticamente significativamente mayor en el minitorneillo autoperforante a los 14 N/cm² de fuerza comparado con el de 10. N/cm² La mayor tensión fue a los 2mm (color azul) ** p<0.001.

En la figura 2 se observan los resultados del análisis de elementos finitos, en donde los minitorneillos de acero inoxidable son introducidos en el cuerpo mandibular, uno a 10 N/cm² y otro a 14 N/cm². Al quedar insertados a los 2 mm, la punta de ambos se muestra con colores aqua, verde, amarillo, naranja y rojo, lo que indica una mayor tensión en esa zona.

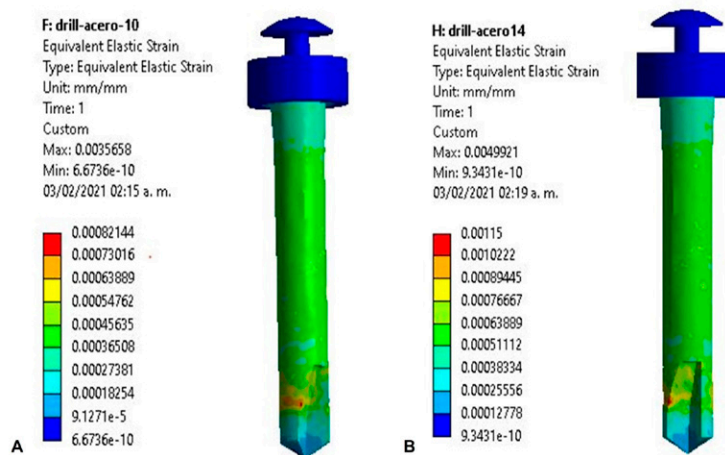


Figura 2. Imágenes colorimétricas de elementos finitos. A. 10 N/cm². B. 14 N/cm². Se muestran las zonas de mayor tensión en la punta del minitorneillo al insertarlo en el cuerpo mandibular. El color azul muestra la mayor tensión en la punta.

Por otro lado, en la figura 3 se observan los resultados del análisis de elementos finitos la comparación de un minitornillo de acero inoxidable autorroscante y un minitornillo de acero inoxidable autoperforante al ser insertados 2 mm en el cuerpo mandibular. El minitornillo de acero inoxidable autorroscante muestra colores verdes, amarillo y naranja, indicadores de presión generalizada en todo el cuerpo del minitornillo. En el caso del minitornillo de acero inoxidable autoperforante muestra tonos localizados naranja y rojo, indicadores de mayor tensión en la punta. Finalmente en la Figura 4 muestra resultados del análisis de elementos finitos, donde se compara un minitornillo de acero inoxidable autorroscante con uno autoperforante al ser insertado a 10 mm en el cuerpo mandibular. Se observa que en ambos minitornillos la mayor tensión se presenta de la parte media del cuerpo hacia el cuello de los minitornillos.

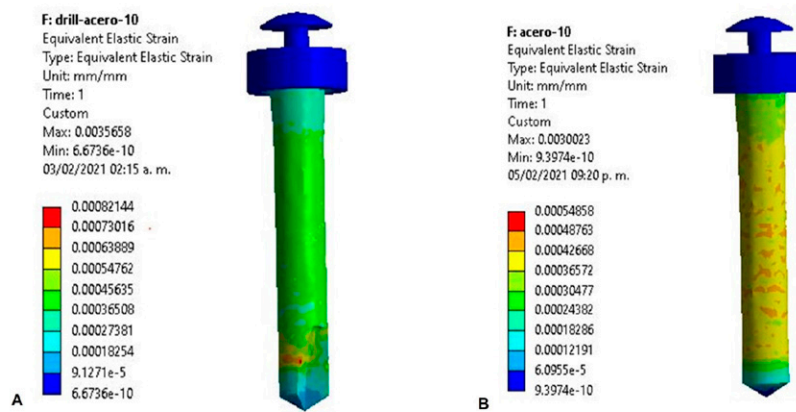


Figura 3. Comparación de imágenes colorimétricas de minitornillos autorroscantes y autoperforantes de las zonas de tensión a 2 mm de inserción. A. Autorroscantes reciben mayor tensión generalizada en el cuerpo del minitornillo (color verde). B. Autoperforantes reciben mayor tensión en la punta del minitornillo (color azul) y en menor grado en el cuerpo (color amarillo).

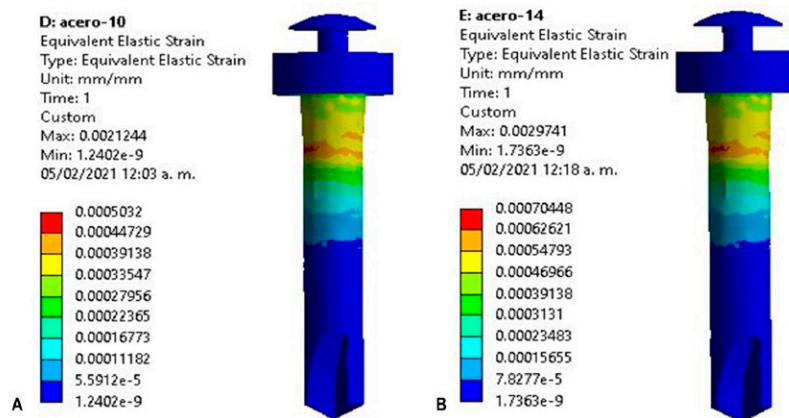


Figura 4. Comparación colorimétricas de minitornillos autoperforantes A. 10 N/cm². B. 14 N/cm². Ambos mostraron mayor tensión en la punta del minitornillo (color azul) insertados a 10 mm, la tensión incrementa en la zona del cuello (color verde).

DISCUSIÓN

Los minitornillos son una alternativa muy útil para realizar diferentes movimientos requeridos en la práctica de la ortodoncia, ya sea para anclaje o para ejercer una mecánica en especial de movimientos imposibles de lograr con la ortodoncia convencional. Por otro lado, colocar un minitornillo en el hueso mandibular, el cual se considera uno de los más compactos del esqueleto, puede llevar a la fractura del minitornillo al insertarlo, ya que el torque óptimo recomendable para evitar una fractura de un minitornillo es de 5 a 10 N/cm² en diámetro de 1.5 mm¹².

Considerando que el diámetro de un minitornillo de anclaje ortodóntico para insertarse en la cresta mandibular debe ser de 2 mm¹³, se evaluaron minitornillos de 2 mm de diámetro x 12 mm de largo, de acero inoxidable, con el propósito de determinar el riesgo de fractura a través de un análisis de elementos finitos. Este estudio demostró que el minitornillo de acero inoxidable al insertarse en los primeros 2 mm, así como a 10 N/cm² y 14 N/cm², presentó mayor tensión en la punta. Esto coincide con un estudio realizado por Buschang y col.¹⁴ donde demostró el riesgo de fractura en la punta al momento de la inserción. Por otro lado, hubo una mayor diferencia estadísticamente significativa en la tensión de 14 N/cm² comparada con la de 10 N/cm² en los minitornillos autorroscantes. Al considerar lo anterior, es recomendable usar minitornillos de acero inoxidable a 10 N/cm² de fuerza para huesos de baja densidad, como es el caso del maxilar que oscila alrededor de 9.6 N/cm². Sin embargo, los resultados encontrados en el estudio son aplicables a las necesidades clínicas, ya que el torque de inserción para huesos de alta densidad como es el caso de la mandíbula oscila entre 12.6 y 23.2 N/cm^{2,15-17} por lo que se puede utilizar una fuerza promedio de 12 N/cm².

Los estudios realizados por Heidemann y col.⁹, así como los de Phillips y Rahn¹⁰, demostraron que durante la colocación de los minitornillos se genera un estrés torsional en aumento, el cual puede llevar al minitornillo a doblarse, fracturarse o producir pequeñas fracturas en el hueso periimplantado y afectar la estabilidad del minitornillo. Sin embargo, en los resultados obtenidos en este estudio, conforme el minitornillo autorroscante se iba insertando se observó un aumento de tensión a diferentes distancias, siendo las de 2, 6 y 10 mm donde aumenta, y disminuye a los 4 y 8 mm, variaciones que demostraron que el estrés torsional generado no se presenta en forma gradual, contrario a lo propuesto por Heidemann *et al.*⁹. Al revisar los resultados del presente estudio, se demostró que el minitornillo de acero autorroscante o autoperforante, cuando es insertado a 10 mm ya sea a 10 N/cm² o a 14 N/cm², la tensión se aproximó a la zona del cuello, lo que puede ocasionar el riesgo de estrés y pérdida de la estabilidad del minitornillo, lo cual coincide con el estudio realizado por Kravitz², que en su momento demostró que sobreinsertar el minitornillo puede causar estrés en el cuello del dispositivo al generar tensión torsional, lo que conlleva a que el tornillo se afloje e invagine en el tejido gingival. Durante la evaluación de la tensión del minitornillo de acero inoxidable, tanto autoperforantes como autorroscantes, se observó la tensión recibida en la zona de inserción en el cuerpo mandibular. Hay que destacar que los minitornillos de acero inoxidable ejercen mayor presión alrededor de la zona de inserción⁴. Esto tiene un aspecto clínico importante, ya que la fractura de su punta durante la inserción es parte de una complicación que involucra la remoción quirúrgica de éste. Además, debe considerarse que al insertar por completo el minitornillo, aumenta la tensión en el cuerpo y el cuello de éste, lo cual también puede ocasionar fractura de la cabeza del mini tornillo.

CONCLUSIONES

Considerando que el cuerpo mandibular presenta un hueso compacto, se sugiere utilizar mini-tornillos de acero inoxidable autoperforantes de 2 mm de ancho y 12 mm de largo de primera instancia por motivos prácticos, aplicando una fuerza de 10 a 12 N/cm² para lograr una estabilidad óptima, disminuir la fuerza al insertar completo el mini tornillo para evitar la fractura de la cabeza del mismo.

Los minitornillos autorroscantes de 2 mm de ancho y 12 mm de largo presentan mayor tensión en el cuerpo y cabeza del minitornillo, por lo que se recomienda también utilizar la misma fuerza sugerida del minitornillo autoperforante.

Conflicto de intereses: Los autores declaran que no tienen conflicto de interés relacionado con este trabajo.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod.* 1997; 31(11): 763-767. PMID: 9511584
2. Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 131(4, Suppl): S43-S51. DOI: 10.1016/j.ajodo.2006.04.027
3. Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19(1): 100-106. PMID: 14982362
4. Lin TS, Tsai FD, Chen CY, Lin LW. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013; 143(2): 182-189. DOI: 10.1016/j.ajodo.2012.09.012
5. Chen CH, Chang CS, Hsieh CH, Tseng YC, Shen YS, Huang IY, et al. The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64(8): 1209-1213. DOI: 10.1016/j.joms.2006.04.016
6. Lin JJJ. The most effective and simplest ways of treating severe class III, without extraction or surgery. *IJOI. Int J Orthod Implantol.* 2014; 33: 4-18. Disponible en: https://iaoi.pro/asset/files/ijoi_33_pdf_article/004_018_new.pdf
7. Inaba M. Evaluation of primary stability of inclined orthodontic mini-implants. *J Oral Sci.* 2009; 51(3): 347-353. DOI: 10.2334/josnusd.51.347
8. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 130(1): 18-25. DOI: 10.1016/j.ajodo.2004.11.032
9. Heidemann W, Gerlach KL, Gröbel KH, Köllner HG. Influence of different pilot hole sizes on torque measurements and pullout analysis of osteosynthesis screws. *J Craniomaxillofac Surg.* 1998; 26(1): 50-55. DOI: 10.1016/s1010-5182(98)80035-8
10. Phillips JH, Rahn BA. Comparison of compression and torque measurements of self-tapping and pre-tapped screws. *Plast Reconstr Surg.* 1989; 83(3): 447-456. DOI: 10.1097/00006534-198903000-00007
11. Campbell JH. Titanium screw failure: a case report. *J Oral Maxillofac Surg.* 1993; 51(5): 603-605. DOI: 10.1016/s0278-2391(10)80526-9
12. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res.* 2006; 17(1): 109-114. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2005.01211.x

13. Tseng LLY, Chang CH, Roberts WE. Diagnosis and conservative treatment of skeletal class III malocclusion with anterior crossbite and asymmetric maxillary crowding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2016; 149(4): 555-566. DOI: 10.1016/j.ajodo.2015.04.042
14. Buschang PH, Carrillo R, Ozenbaugh B, Rossouw PE. 2008 survey of AAO members on miniscrew usage. *J Clin Orthod.* 2008; 42(9): 513-518. PMID: 18974458
15. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: a finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimens. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133(5): 681-689. DOI: 10.1016/j.ajodo.2006.05.038
16. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech.* 1973; 6(5): 511-520. DOI: 10.1016/0021-9290(73)90009-2
17. Brown RN, Sexton BE, Chu TMG, Katona TR, Stewart KT, Kyung HM et al. Comparison of stainless steel and titanium alloy orthodontic miniscrew implants: a mechanical and histologic analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014; 145(4): 496-504. DOI: 10.1016/j.ajodo.2013.12.022