



Resistencia a fuerzas de tracción de miniimplantes usados en ortodoncia dependiendo del ángulo de inserción

Resistance to traction forces in miniimplants used in Orthodontics depending on the insertion angle

Oscar Iniestra Iturbe,* Enrique Grageda Núñez,§ Carlos Álvarez Gayosso,^{||} Jorge Guerrero Ibarra^{||}

RESUMEN

Para obtener un anclaje máximo en ortodoncia, se cuenta con el uso de miniimplantes para realizar distintos movimientos dentales sin que se produzcan fuerzas reactivas no deseadas en los dientes. El objetivo de este estudio fue valorar la resistencia mecánica a fuerzas de tracción de los miniimplantes al ser desalojados del hueso, así como evaluar si éstos pueden aumentar su resistencia a la tracción dependiendo del ángulo de inserción (60 y 90°). Se utilizaron cortes de cadera de cerdo, en los cuales se insertaron 5 miniimplantes con angulación de 60° y 5 con angulación de 90°. Se utilizaron 10 miniimplantes autoroscables nuevos de 2.5 mm (cuello) x 1.6 (diámetro) x 8 mm (longitud) con cabeza plana marca Dewimed MOSAS, Germany. Se sometieron a fuerzas de tracción perpendiculares a éstos, usando una máquina universal de pruebas mecánicas (Instron) con una velocidad de carga de 1 mm/min. Después de realizar el análisis estadístico por medio de *t* de Student, se observó que los miniimplantes colocados con angulación de 90° y perpendiculares a la cortical, soportaron mayor resistencia (7.40 ± 2.68 MPa) que los miniimplantes a 60° (4.21 ± 0.58 MPa). Podrían ser los miniimplantes colocados a 90° una mejor opción en los tratamientos de ortodoncia por su mayor resistencia a las fuerzas y por lo tanto, mejorar su estabilidad.

Palabras clave: Anclaje, miniimplantes, resistencia a la tracción.

Key words: Anchorage, miniscrews, resistance to failure.

ABSTRACT

For maximum anchorage in orthodontics, mini-implants have been used for various tooth movements without causing unwanted reactive forces on the teeth. The purpose of this study was to evaluate the mechanical resistance to traction of mini-implants to be evicted from bone and assess whether they can increase their tensile strength depending on its insertion angle (60 and 90°). Pig hip cuts were used for the placement of 5 mini-implants which were inserted with a 60° angulation and a 90° angulation. Ten new 2.5 mm (neck) x 1.6 (diameter) x 8 mm (length) with flat head self-drilling mini-implants were used (MOSAS Dewimed, Germany). They were subjected to perpendicular tensile forces, using a universal mechanical testing machine (Instron) with a loading rate of 1 mm/min. The results were analyzed using Student's *t* test. It was observed that 90° angulation mini-implants had better resistance (7.40 ± 2.68 Mpa) than 60° angulation ones (4.21 ± 0.58 Mpa). 90° angulation mini-implants could be a better option for orthodontic treatment due to their higher resistance to traction forces thus improving stability.

INTRODUCCIÓN

La necesidad de un anclaje en ortodoncia se presenta cuando los movimientos naturales de los dientes se producen en mayores proporciones; éstos deben asegurarse contra un retén que, de ser posible, debe ser fijo.¹⁻³ En cada aplicación de fuerza dental se producen fuerzas reactivas que provocan, de acuerdo con la Tercera Ley de Newton, movimientos dentales en sentido contrario que en la mayoría de los casos, no son deseados.⁴ El anclaje se puede definir como la resistencia que presenta un cuerpo a ser desplazado,¹ en términos ortodónticos el cuerpo representa al diente y el desplazamiento se realiza por medio de fuerzas

las cuales pueden ser ligeras y continuas o pesadas e intermitentes.⁵

En ortodoncia existen tres tipos de anclaje: mínimo, moderado y máximo o absoluto. Siendo éste último uno de los más utilizados, ya que gracias a éste se pierde un mínimo de espacio de una extracción reali-

* Alumno de la Especialidad de Ortodoncia. FO UNAM.

§ Profesor de la Especialidad de Ortodoncia. FO UNAM.

^{||} Laboratorio de Materiales Dentales DEPeI, UNAM.

zada para conseguir el suficiente espacio que demanda un apiñamiento dental.⁶

Por eso, se han buscado otras alternativas en relación a los anclajes absolutos, donde se requiera de una mínima cooperación del paciente, pero sobre todo que no se requiera la presencia de otros dientes como anclajes. Es así como surgen los implantes de mini-tornillo o mini-implantes utilizados como anclaje máximo, los cuales reúnen los requisitos anteriormente mencionados.³

Los miniimplantes fueron introducidos en la ortodoncia desde 1945 como lo menciona Papadapolus¹, colocando tornillos de vitallium en la rama ascendente de la mandíbula de perros. A partir de entonces, se utilizan como anclaje temporal para:

- Retracción de canino.
- Retracción del segmento anterior.
- Intrusión dental.
- Distalización.
- Mesialización.⁷

El éxito de los miniimplantes depende de varios factores que influyen directamente en su estabilidad,⁸ tales como:

- Hueso cortical (cantidad y calidad).
- Tipo de implante (diámetro, longitud y forma).
- Posición del implante (angulación).
- Encía alrededor del implante.
- Edad del paciente (la cantidad y calidad de hueso aumentan con la edad).⁷
- Fuerza aplicada (reportes clínicos sugieren que los miniimplantes son estables con fuerzas de 50 g (0.5 N) a 450 g (4.5 N).⁷⁻⁹

Este estudio consistió en valorar la cantidad de fuerza de tracción que pueden soportar los miniimplantes colocados en hueso con dos diferentes angulaciones hasta su desalojo o fractura. En el presente estudio se escogieron angulaciones de 60 y 90° para compararse y observar en cuál de las dos se presenta mayor resistencia a las fuerzas de tracción.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizaron 10 miniimplantes autoroscables nuevos de 2.5 mm (cuello) x 1.6 (diámetro) x 8 mm (longitud) con cabeza plana (Dewimed MOSAS, Germany. *Figura 1*), los cuales se colocaron en cortes de cadera de cerdo, con una cortical de 2 mm de grosor, sobre una base de yeso tipo IV. El objetivo de esta base fue para mantener orientada la muestra con el

miniimplante perpendicular a la dirección de la fuerza (*Figura 2*).

Las muestras se colocaron en formalina al 10% para su conservación.

Se dividieron en 2 grupos: 5 con un ángulo de inserción de 60° y 5 con angulación de 90°. Los 10 miniimplantes se colocaron utilizando un motor (Steri-oss LP01-1036 Rev) con una pieza de mano con una rotación de 20:1 al 100% (velocidad mínima de 300 y máxima de 1500 RPM). Para orientar los miniimplantes con su respectiva angulación se utilizó un transportador (*Figura 3*). El conjunto cadera-yeso-hueso,



Figura 1. Miniimplantes autoroscables.



Figura 2. Muestra con el miniimplante perpendicular a la dirección de la fuerza.

se colocó en una máquina universal de pruebas mecánicas (Instron 5567). Un alambre de 0.012 pulgadas de acero inoxidable se introdujo por el orificio de la

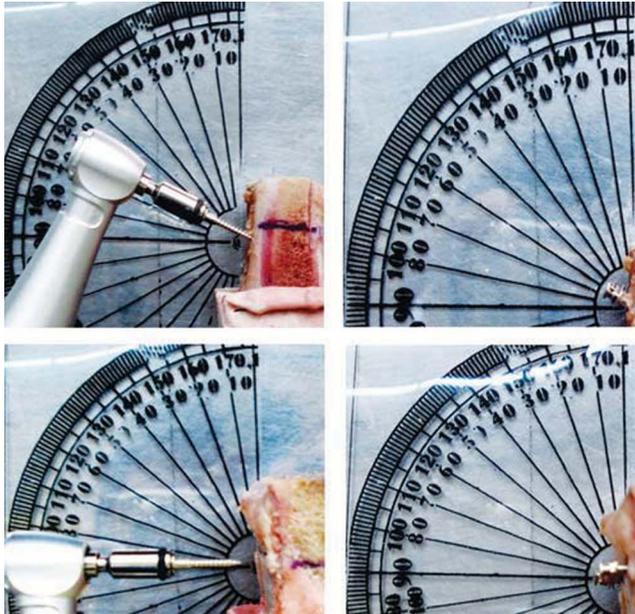


Figura 3. Uso del transportador para orientar los miniimplantes.



Figura 4. Alambre introducido por el orificio de la cabeza del miniimplante.

cabeza del implante, se sujetó en la mordaza superior de la máquina con una dirección perpendicular a la angulación de los tornillos. La máquina actuó con una velocidad de 1 mm/min hasta desalojar el tornillo del hueso (Figura 4). Se obtuvieron los valores de fuerza máxima que se usaron para calcular la resistencia a la tracción, al dividir entre el área de contacto del miniimplante (18.94 mm²). Usando la siguiente fórmula:

$$A_{LAT} = \frac{\pi Dg}{2}$$

En donde D fue el diámetro del tornillo y g la longitud. El área lateral promedio fue:

$$A_{ALT} = 18.94 \text{ mm}^2$$

cada valor de fuerza (F) fue dividido entre el área lateral para obtener la resistencia de cada miniimplante. Se usó la siguiente ecuación:

$$T = \frac{F}{A_{LAT}}$$

Para poder establecer diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos de estudio, se utilizó la prueba *t* de Student con un nivel de significancia del 95% (p < 0.05).

RESULTADOS

Al comparar los dos grupos (90 y 60°), se observó que las cifras obtenidas en el grupo de miniimplantes colocados a 90° presentaron una media de resistencia a la tensión de 7.40 ± 2.68 MPa. Hay una diferencia

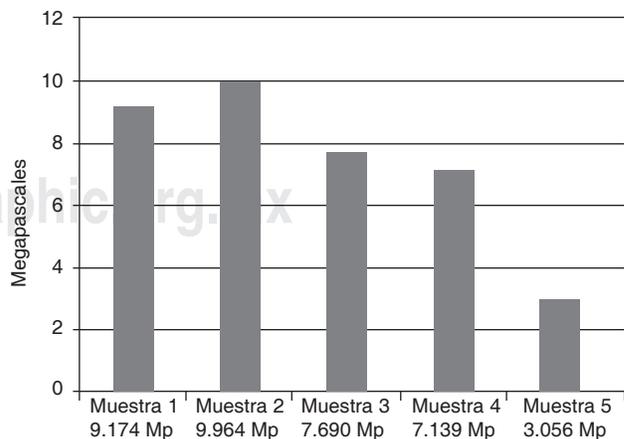


Figura 5. Comportamiento de las muestras con angulación de 90°.

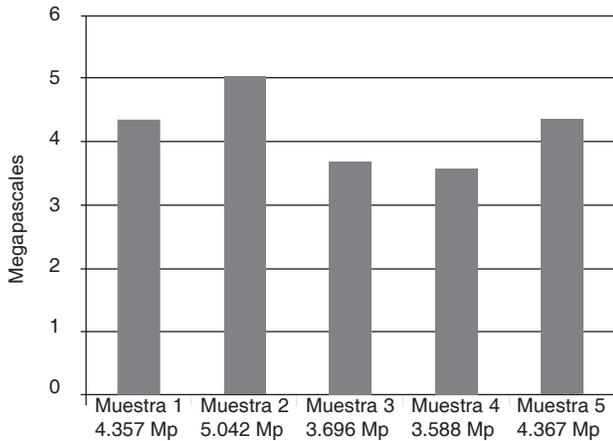


Figura 6. Comportamiento de las muestras con angulación de 60°.

estadísticamente significativa comparada con el grupo con una angulación de 60°, que presentó un promedio de resistencia a la tensión de 4.21 ± 0.58 MPa. En la *figura 5* se observa la tendencia que tuvieron los miniimplantes de 90° a resistir más las fuerzas de tracción en comparación con los de 60° (*Figura 6*). En el *cuadro I* se muestra la resistencia media de las dos angulaciones. Se observa la fuerza media de las dos angulaciones con su respectiva desviación estándar y las resistencias máximas y mínimas que soportaron cada angulación.

DISCUSIÓN

Se han realizado numerosas investigaciones para encontrar la manera de obtener un control de anclaje en los tratamientos de ortodoncia. En algunos estudios se ha evaluado el uso de anclaje esquelético por medio de miniimplantes, ya que el empleo de éstos parece ser una buena opción para lograr este objetivo.

Los resultados obtenidos en este estudio mostraron que existe una resistencia significativamente mayor a las fuerzas de tracción en los miniimplantes colocados con una angulación de 90° (7.40 MPa). Las muestras colocadas en hueso de cadera de cerdo soportaron 140 N (14 kg) con angulación de 90° y de 80 N (8 kg) con una angulación de 60°. En dos de los miniimplantes del grupo de 90°, sufrieron una deformación clínicamente visible.

La muestra con la que se realizó el estudio fue una muestra pequeña (10 miniimplantes, 5 para la angulación de 90° y 5 para 60°), porque fue una prueba piloto para futuras investigaciones; pero aun así, ayuda a

Cuadro I. Valores promedio en MPa y desviación estándar del grupo de miniimplantes de 90 y 60°.

Mini-implante	Medida (MPa)	DE (MPa)	Máxima (MPa)	Mínima (MPa)
90°	7.40	2.68	9.96	3.05
60°	4.21	0.58	5.04	3.58

ver la angulación más adecuada para insertar miniimplantes. Desde el punto de vista físico, los valores de fuerza coinciden, ya que al estar la fuerza completamente perpendicular (90°), se necesita mayor fuerza en comparación con 60°.

Los resultados obtenidos concuerdan con los obtenidos por Pickard y cols.,⁷ donde sus investigaciones reportan que los miniimplantes colocados a 90° tuvieron mayor resistencia a las fuerzas en comparación con angulaciones de 45° con miniimplantes de 6 mm de longitud y 1.8 mm de diámetro y directamente en boca. Pickard y cols., también mencionan que los miniimplantes pueden resistir fuerzas que van de los 50 g (0.5 N) a 450 g (4.5 N). En el presente estudio se puede ver que la resistencia a las fuerzas de tracción *in vitro* puede aumentar si la longitud de éstos es mayor (1,400 g con tornillos de 8 x 1.6 mm) en comparación con 450 g usando tornillos de 6 x 1.8 mm, colocados con angulaciones de 90°, siempre y cuando la zona anatómica donde se coloca el tornillo, permita esa longitud. Si se comparan los resultados de este estudio con la fuerza que soportan los brackets para ser debondados, se encontró en los estudios de Yasser Lotfy y Essam El,¹⁰ que un bracket metálico que es sometido a fuerzas inmediatamente después de ser bondeado, requiere de 10 MPa. Un miniimplante colocado a 90° requiere de 7.40 MPa; lo que podría mostrar que la fuerza que resisten los tornillos es muy semejante a la que resisten los brackets metálicos adheridos a la superficie del esmalte.

Es importante mencionar que el presente estudio se realizó *in vitro*, lo cual ayudó a no tener otros factores que pudieran intervenir en el desalojo del implante. Estos factores que pueden influir en la estabilidad del miniimplante son: **Densidad del hueso** (debido a la zona anatómica).¹¹ Las muestras donde se colocaron los miniimplantes fueron segmentos de cadera de cerdo. En los estudios que se han realizado, se han utilizado diversos tipos de hueso de origen animal, como fémur de bovino, cadera y costilla de porcino, fémur y mandíbulas de perros.⁷ Benedict Wilmes y cols.,⁶ mencionan que la estructura ósea

que se asemeja más al espesor de la cortical de la maxila y mandíbula humana es la cadera de cerdo. **Tejido alrededor del tornillo**,¹² cuando se produce inflamación de la encía alrededor del tornillo, influye en la estabilidad. **Tipo de implante**, Chen Ch¹³ y cols., mencionan que los miniimplantes de 8 mm de longitud son recomendables para obtener una mayor resistencia a las cargas, siempre y cuando, la zona anatómica lo permita. Los miniimplantes utilizados en este estudio presentan la misma longitud.

Debido a que este estudio se realizó *in vitro*, y no se evaluaron los factores como densidad de hueso humano, tejido alrededor del implante, presencia de placa bacteriana, que pueden influir de manera directa en la estabilidad del implante, se recomienda realizar este tipo de estudios directamente en la boca de los pacientes para medir los efectos de estos factores sobre los miniimplantes.

CONCLUSIÓN

Los resultados obtenidos mostraron que existe una diferencia estadísticamente significativa entre la fuerza que resisten los miniimplantes colocados a 60° en comparación a 90°, siendo éste último el que presentó mayor resistencia a las fuerzas de tracción antes de ser desalojado del hueso. Los miniimplantes con una angulación de 90° ayudaría a aumentar la estabilidad de éstos en los tratamientos de ortodoncia. La fuerza que se requiere para desprender un bracket adherido a la superficie del esmalte es parecida a la que soporta un miniimplante con una angulación de 90°. Sin embargo, en la estabilidad de un miniimplante que se encuentra en boca intervienen otros factores además del tipo de miniimplante, la angulación en que se insertan o la fuerza aplicada, los cuales pueden aumentar esta estabilidad o disminuirla considerablemente. Por lo que se recomienda futuras investigaciones para valorar estos factores.

REFERENCIAS

1. Moschos A, Papadapoulos and Fadi Tarawneh. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage. *Oral surg Oral Med Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 103: e6-e15.
2. Kuroda S, Sugawara Y. Clinical use of miniscrew implants as orthodontics anchorage: success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 131: 9-15.
3. Huang Lien-Hui, Shotwell JL, Wang HL. Dental implants for orthodontics anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127:713-722.
4. Chen Chung-Ho, Chang ChS, Hsieh ChH. The use of microimplants in orthodontic anchorage. American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64: 1209-1213.
5. Ricketts RM, Bench RW, Gugino CF, Hilgers JJ, Schulhof RJ. *Bioprogressive therapy.* Rocky Mountain/Orthodontics. 2004.
6. Wilmes B, Su YY, Drescher D. Insertion angle impact in primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod.* 2008; 78: 1065-1070.
7. Pickard MB, Dechow P, Rossouw PE, Buschang PH. Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 137: 91-99.
8. Liou EJ, Chang PM. Apical root resorption in orthodontic patients with en-masse maxillary anterior retraction and intrusion with miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 137: 207-212.
9. Wang Z, Zhao Z, Xue J, Song J. Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: a microcomputed tomographic analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 137: 100-107.
10. Lofty Y, El Saeid E. Effect of early orthodontic force on shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 138: 208-214.
11. Kim HK, Sun Yun H, Park H, Kim D. Soft tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 130: 177-182.
12. Park HS, Jeong S, Kwon O. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 130: 18-25.
13. Chen Ch, Chang Ch, Hsieh Ch, Tseng Y. The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J Oral Maxillofac Sur.* 2006; 64: 1209-1213.

Dirección para correspondencia:

Oscar Iniestra

E-mail: iniestra_oscar@yahoo.com.mx