

Artículo Original

## Relación entre la angulación de los dispositivos de anclaje temporario y su desplazamiento. Estudio experimental

### Relationship between the angulation of temporary anchoring devices and their displacement. Experimental study

Piacenza Adriana B<sup>1</sup>, Peralta Guillermo D<sup>2</sup>, Rocamundi Marina R<sup>3</sup>, Fumero Victoria B<sup>4</sup>, Pluer Alfredo Bass<sup>4</sup><sup>1</sup>Universidad Nacional de Córdoba, Facultad de Odontología, Cátedra de Ortodoncia B<sup>2</sup>Universidad Nacional de Córdoba, Facultad de Odontología, Cátedra de Prostodoncia IV B<sup>3</sup>Universidad Nacional de Córdoba, Facultad de Odontología, Cátedra de Anatomía Patológica<sup>4</sup>Universidad Nacional de Córdoba, Facultad de Odontología, Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Dento-Maxilo-Facial**Correspondencia/Corresponding**

Dr. Adriana B. Piacenza.

Rafael Núñez 5930, Barrio Granja de Funes CP X5009. Córdoba, Argentina.

Correo electrónico/E-mail: [adrianabpiacenza@gmail.com](mailto:adrianabpiacenza@gmail.com)

Received: 20 July 2020; Accepted: 7 December 2020; Published: 15 March 2021

**Abstract**

The purpose of this study is to assess how the insertion angle influence the stability mini-implant when loaded with 200 cNe in this study, 2 mini-screws were implanted in male rabbits' (n=25) tibia in a 6 weeks interval between the first one and the second one. The second mini-implants were placed at different angles with respect to the cortical bone: -20° in the direction of the force (Group I), perpendicular to the force (Group II) and 30° in the opposite direction of the force (Group III). These experimental implants were immediately loaded (right tibias). The Tad's on the left tibias were regarded as control. The animals were sacrificed six weeks after the first surgery. Linear distances between the two Tad's were measured with a digital caliper at the time of placement, and after the sacrifice, then were compared. The displacements were: Group I, 2.96 mm ±1.05; Group II, 0.27 mm ±0.36; and Group III, 0.29 mm ±0.26. The controls remained. The values for the micro-implants of Group I showed statistically significant differences (p≤0.05) compared to Groups II y III. Based on these data, we can conclude that mini-implants inclined towards the direction of the force applied induce more displacement than the ones placed perpendicular to the force or in the opposite direction of the force.

KEY WORDS: mini-implant, anchorage, stability

**Resumen**

El propósito del presente estudio es evaluar la eficacia del mini-implante utilizado en ortodoncia al aplicarle una fuerza de 200 g, colocado en distintas angulaciones. Se utilizaron conejos machos (n=25), y se les implantaron 2 mini-tornillos en cada tibia, con un intervalo de seis semanas. Los segundos mini-implantes se colocaron en diferentes angulaciones respecto a la cortical: -20° a favor de la fuerza (Grupo I), perpendiculares a la fuerza (Grupo II) y 30° en sentido contrario a la fuerza (Grupo III). Los mini-implantes experimentales se activaron de manera inmediata (tibias derechas), mientras que las tibias izquierdas se tomaron como controles. Los animales se sacrificaron seis semanas después. Se tomaron medidas macroscópicas con un calibre digital en el momento de la colocación y después del sacrificio, comparándose la diferencia entre ambas. Se encontró desplazamiento de los mini-implantes problema del Grupo I de 2,96 mm ±1,05, del Grupo II de 0,27 mm ±0,36, y del Grupo III de 0,29 mm ±0,26; mientras que los controles permanecieron inmóviles. Los valores para los micro-implantes del Grupo I presentaron diferencias estadísticamente significativas (p≤0,05) con respecto a los Grupos II y III. Estos datos nos permiten concluir que la

colocación de mini-implantes inclinados a favor de la fuerza aplicada induce un mayor desplazamiento que los colocados perpendiculares o en sentido contrario a la misma.

PALABRAS CLAVE: mini-implantes, anclaje, estabilidad.

---

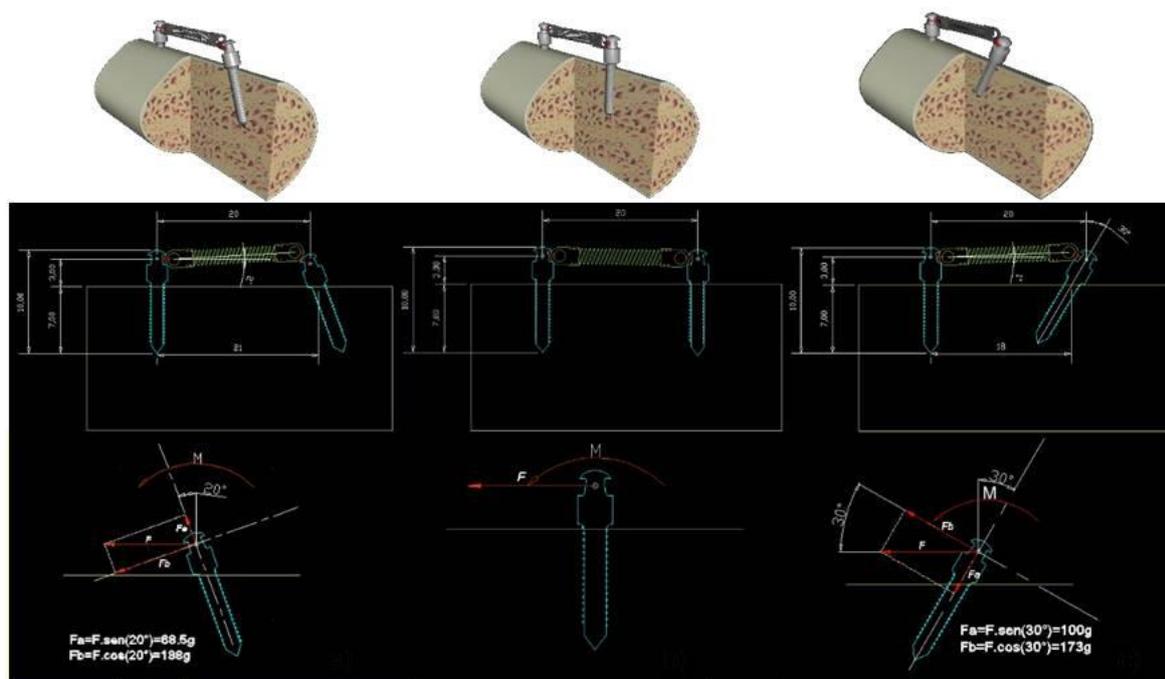
## Introducción

El anclaje en ortodoncia se puede definir como la resistencia a las fuerzas de reacción proporcionada por los dientes u otras estructuras que pueden estar dentro y fuera de la boca<sup>1</sup>. El control del anclaje se considera uno de los principales factores para determinar el éxito del tratamiento de ortodoncia. El anclaje ortodóncico, de acuerdo a su capacidad de resistencia, puede clasificarse en mínimo, medio, máximo y absoluto. Este último, representa el nuevo paradigma de la ortodoncia y es quizás el adelanto más importante de los últimos tiempos, ya que nos lleva a la ortodoncia de la acción sin reacción<sup>2</sup>. Para lograr un anclaje absoluto se pueden utilizar diversos elementos, entre los que se encuentran los implantes óseo-integrados y los dientes anquilosados<sup>3</sup>. Uno de los avances de las últimas décadas en los tratamientos ortodóncicos, ha sido el desarrollo de técnicas con mini-implantes, también conocidos como TAD (dispositivos de anclaje temporario), que pueden controlar adecuadamente la unidad de anclaje en los movimientos selectivos de las piezas dentarias, tanto sea individualmente o en grupo<sup>4,5</sup>. Los mini-tornillos pueden permanecer clínicamente estables, pero no absolutamente estacionarios bajo carga ortodóncica<sup>6</sup>. A diferencia de un implante dental endoóseo que es oseointegrado, estos alcanzan estabilidad principalmente a través de retención mecánica y pueden ser desplazados dentro del hueso<sup>7</sup>. Las ventajas de los TADs son: un diámetro más pequeño, disponible en diferentes longitudes, que se puede insertar en cualquier ubicación deseada (incluido en el espacio interradicular), la capacidad de resistir las fuerzas de ortodoncia típicas durante todo el tratamiento, sin necesidad de osteointegración, y facilidad de extracción. Por lo tanto, estos dispositivos han ganado popularidad con respecto a los medios tradicionales de soporte de anclaje<sup>3</sup>, y esto hace necesario estudiar las condiciones que le otorgan estabilidad en el tiempo, a fin de mejorar su capacidad para mantener un medio adecuado de anclaje durante el tratamiento ortodóncico.

Existen estudios referidos a la estabilidad del mini-implante en relación al tratamiento superficial del tornillo<sup>8</sup>, a la inflamación periimplantar postoperatoria<sup>9,10</sup>, a la posición e inclinación de los mini-implantes, desde un punto de vista clínico, pero no con respecto a la dirección de la fuerza aplicada. Para realizar esta evaluación, se debe considerar la descomposición de fuerzas que se produce en el TAD al activarlo.

### *Descomposición de fuerzas en los mini-implantes*

Durante su funcionamiento, los microimplantes ortodóncicos reciben una serie de sistemas de fuerzas, que van a depender de la dirección e intensidad de la fuerza aplicada, el eje de inserción y la longitud del miniimplante, y la resistencia del hueso. La respuesta de los mismos frente a la fuerza va a ser diferente a la de los implantes oseointegrados, ya que estos últimos reciben fuerzas axiales, y los microimplantes reciben fuerzas de corte, o perpendiculares al eje. Al aplicarse una fuerza sobre un elemento roscado, el mecanismo para la descomposición en vectores variará, de acuerdo al sentido del eje largo en el que fue insertado. El mini-implante colocado perpendicular a la cortical presenta un solo momento de fuerza que tiende a rotarlo. Este momento es compensado por una cupla restauradora que se produce a nivel del hueso. En el mini-implante posicionado en sentido contrario a la fuerza hay un momento de fuerza de reacción que se opone al momento de fuerza de acción. La descomposición de fuerzas hace que los componentes actúen en dirección del implante, aumentando el sentido de penetración del mismo. En el micro-tornillo angulado a favor de la fuerza, al momento de fuerza tendiente a inclinar aún más el mini-implante, se le suma un sistema de descomposición de fuerzas desfavorable: la componente sobre el eje del implante trata de extraer el tornillo, y no de aumentar el sentido de fijación<sup>11</sup> (Fig. 1).



**Figura 1.** Diagrama de descomposición de fuerzas en el modelo experimental para mini-implantes insertados: a)  $-20^\circ$ , b)  $90^\circ$  y c)  $30^\circ$ .

Al analizar las resultantes de los sistemas de fuerzas que se aplican sobre los mini-implantes, se puede pensar que la posición en sentido contrario a la fuerza aplicada, otorgaría más estabilidad al TAD. Por todo lo expuesto anteriormente, el objetivo del presente trabajo fue: estudiar el efecto de la aplicación de una fuerza de tracción con distintas angulaciones ( $-20^\circ$ ,  $90^\circ$  y  $30^\circ$ ) respecto al eje largo de un mini-implante de titanio de activación inmediata, utilizado como elemento de anclaje, para realizar movimientos ortodóncicos.

## Métodos

Se utilizaron conejos machos,  $n = 25$ , de  $1000 \text{ gr} \pm 200 \text{ gr}$  de peso corporal, mestizos, producidos por la cruce entre Californianos y Leonados, que por tener mayor vigor híbrido son más resistentes a enfermedades y stress. Los conejos, provenientes de un criadero de la Universidad Nacional de Río IV, ingresaron al bioterio de la misma institución con una edad de 35 días, adaptados al consumo voluntario de alimento balanceado y con el plan sanitario acorde a la edad de los animales. Durante 10 a 15 días los animales fueron mantenidos en jaulas especiales para permitir su ambientación. Los conejos fueron alimentados con una dieta balanceada especial para conejos en crecimiento de marca conocida y agua "ad libitum". Los animales se mantuvieron en condiciones de sanidad adecuadas mediante la limpieza y desinfección de jaulas, albergues, comederos y bebederos. Todos los animales se sometieron a un plan sanitario consistente en: Fauromix, Trisulsol y Avelez. Los procedimientos utilizados fueron aprobados por la Escuela de Graduados de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Córdoba.

### Procedimientos quirúrgicos

Se realizaron dos cirugías a los animales de experimentación, a las seis y doce semanas de vida, asistidas por profesionales veterinarios y odontólogos cirujanos, en quirófano de una clínica veterinaria privada. Los animales se dividieron en tres grupos, de acuerdo a la angulación de la fuerza aplicada: 8 animales para los grupos de  $-20^\circ$  y  $+30^\circ$ , y 9 animales para el grupo de  $90^\circ$ , utilizando las tibias derechas como experimentales, mientras que las izquierdas fueron controles. Se colocaron 4 TAD en cada animal,

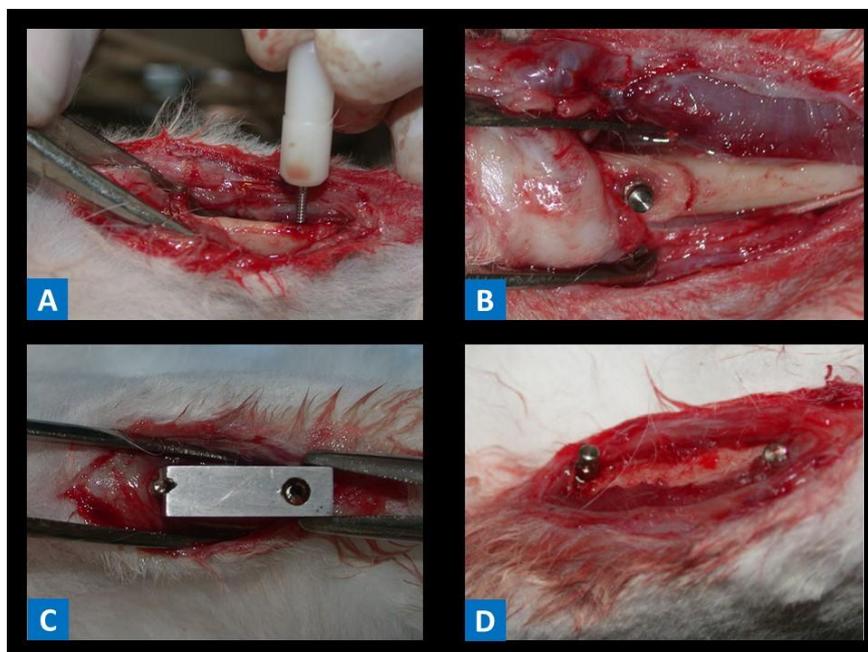
utilizando un total de 100 miniimplantes, autorroscantes, de titanio tipo IV (BW, Argentina), de 10 milímetros de longitud total: 7 mm endoóseo y 3 mm de cabeza ortodóncica y cuello; y 1,4 milímetros de diámetro. Los dispositivos fueron activados en las tibias experimentales con 25 resortes de nitinol cerrados medianos (SENTALLOY GAC, USA), que ejercen 200 gr. de fuerza continua. Los resortes cerrados son de carga constante y permanente, aun cuando se estiren a un 500% de su longitud. Los resortes se cubrieron con una vaina de goma siliconada para evitar la introducción de los tejidos blandos en el interior de los mismos, lo cual hubiese obstaculizado la realización de la fuerza.

*Primera cirugía:*

- ✓ Anestesia: ketamina 1,5 a 2ml, diazepam 0,4 ml y xylazina 0,4 ml.
- ✓ Rasurado del pelo de las extremidades posteriores derecha e izquierda.
- ✓ Colgajo epiperiostico dejando hueso a cielo abierto en las tibias derecha e izquierda.
- ✓ Perforación con fresa de 1 mm de diámetro a baja velocidad (300 rpm con un reductor de 1:16) con irrigación interna con solución fisiológica estéril, a 90° de la cortical, utilizando una guía quirúrgica, diseñada a tal fin.
- ✓ Colocación de mini-implante de titanio en ambas tibias (Figura 2, A y B).

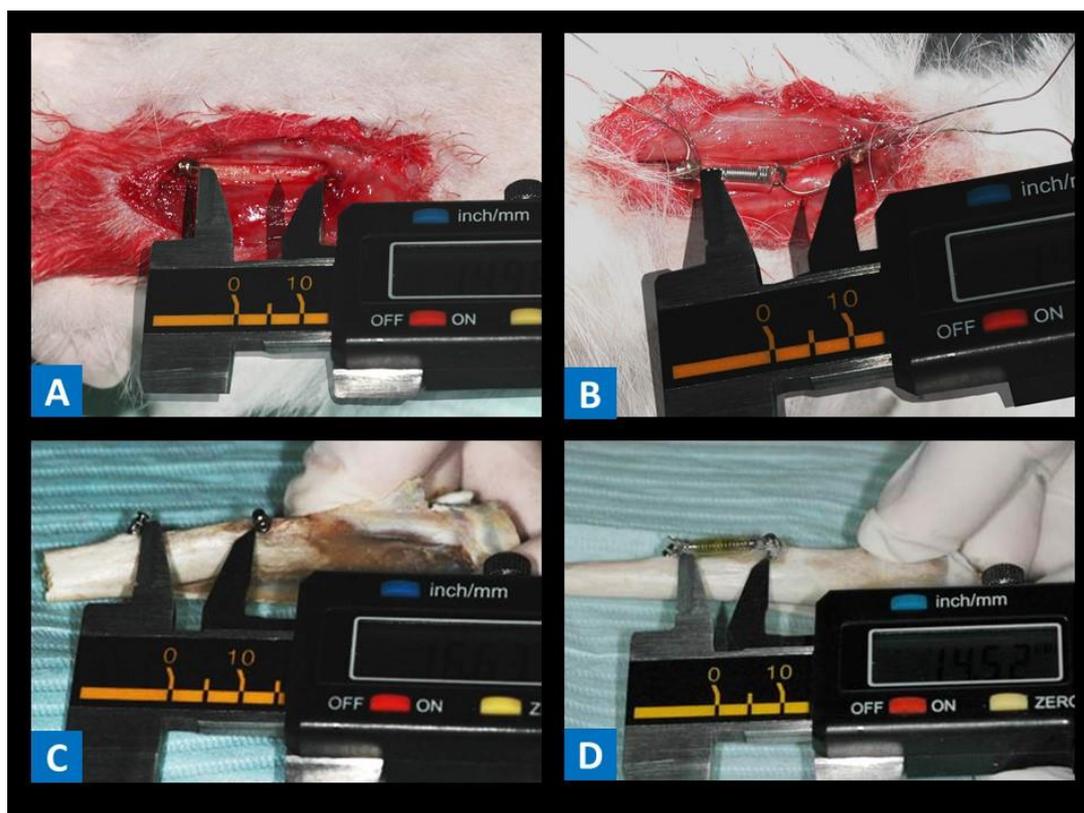
*Segunda cirugía:*

- ✓ Anestesia: ketamina 1,5 a 2ml, diazepam 0,4 ml y xylazina 0,4ml.
- ✓ Colgajo epiperiostico hasta exponer hueso a cielo abierto en las tibias derecha e izquierda.
- ✓ Perforación con fresa de 1 mm. de diámetro a baja velocidad y con irrigación externa a una distancia de 16 mm del implante óseo integrado.
- ✓ Colocación de mini-implante de titanio roscado con un torque de 20 n/cm implantados con una angulación de -20° (Grupo I), 90° (Grupo II) y 30° (Grupo III) respecto a la cortical (Figuras 2, C y D), utilizando tres guías quirúrgicas diseñadas a tal fin.
- ✓ Se sometió al mini-implante de la tibia derecha a una fuerza de tracción de 200 g por medio de un resorte cerrado de nitinol.
- ✓ Las tibias izquierdas fueron los respectivos controles.



**Figura 2.** Colocación de los dispositivos de anclaje temporarios. A y B. Primera cirugía. C y D. Segunda cirugía, uso de la guía quirúrgica para la correcta inserción angulada del microimplante.

A las seis semanas de la segunda cirugía, todos los animales de experimentación se eutanasiaron por sobredosis de anestesia. En todos los casos, problemas y controles se realizaron estudios macroscópicos, a los fines de evaluar el comportamiento de los mini-implantes frente a las diferentes angulaciones y con una activación inmediata. Este estudio consistió en tomar la medida mediante el uso de un calibre digital entre los micro-tornillos en el momento de la colocación, y seis semanas después de la activación inmediata, es decir luego de la eutanasia (Figura 3). Los datos obtenidos fueron analizados estadísticamente mediante el test de ANOVA y el test de Tukey, debido a las características de normalidad de los mismos. Se estableció un nivel de confianza del 95%; se consideraron significativas las diferencias con un  $p$  menor a 0,05.



**Figura 3.** Mediciones macroscópicas de la distancia entre los dispositivos de anclaje temporarios con calibradores digitales. A. In vivo, control. B. In vivo, en el momento de la activación, experimental. C. Luego de la eutanasia, control. D. Luego de la eutanasia, experimental.

## Resultados

Luego de la eutanasia de los animales, se descubrieron las tibias para evaluar el efecto de la tracción ejercida por el resorte, realizándose nuevamente las medidas. Al momento del sacrificio se detectó la pérdida del implante en 37,5% de los animales del grupo  $-20^\circ$  y fractura de la tibia en el 23% de testigos de  $-20^\circ$  y en el 20% de testigos de  $30^\circ$ . En el grupo  $-20^\circ$  se mantuvieron el 62.5% de los mini-implantes problema, mientras que en los grupos de  $90^\circ$  y  $30^\circ$  permanecieron implantados el 100% de los tornillos. En los testigos no se observó pérdidas de micro-implantes, pero sí fracturas de la tibia.

Se midieron con calibre digital las distancias entre los mini-implantes experimentales y de control, en el momento de la segunda cirugía y luego del sacrificio, obteniéndose un promedio de desplazamiento de  $2,96 \text{ mm} \pm 1,05$  para el grupo de mini-implantes colocados a favor de la fuerza,  $0,27 \text{ mm} \pm 0,36$  para los perpendiculares, y  $0,29 \text{ mm} \pm 0,26$  para los inclinados en sentido contrario a la fuerza (Tabla 1 y Fig. 4). Al realizar el análisis estadístico en el grupo experimental, se encontraron diferencias significativas

al comparar el grupo de  $-20^\circ$  con el grupo de  $30^\circ$  y  $90^\circ$  ( $p < 0,05$ ). Entre los testigos no hay diferencias significativas.



**Figura 4.** Efecto de la aplicación de una fuerza de tracción de 200g de activación inmediata sobre min-implantes colocados a diferentes angulaciones con respecto a micro-implantes sin activación. Se expresan promedio y desviación estándar.

**Tabla 1.** Desplazamiento de los mini-implantes controles y experimentales. DE: desvío estándar

Desplazamiento		Media $\pm$ DE
Grupo	Angulación	
Grupo I	$-20^\circ$ Experimental	2,97 $\pm$ 1,05
	$-20^\circ$ Control	-0,04 $\pm$ 0,06
Grupo II	$90^\circ$ Experimental	0,27 $\pm$ 0,36
	$90^\circ$ Control	0,17 $\pm$ 0,27
Grupo III	$30^\circ$ Experimental	0,29 $\pm$ 0,26
	$30^\circ$ Control	-0,002 $\pm$ 0,01

## Discusión

La utilización del mini-implante en ortodoncia ha cambiado el concepto de anclaje. El anclaje absoluto ideal consiste en evitar la fuerza de reacción sobre los elementos que deberían permanecer inmóviles durante el tratamiento ortodóncico. Se ha discutido si el mini-implante ortodóncico puede considerarse un verdadero medio de anclaje inmóvil, debido al desplazamiento que puede sufrir.

Los mini-tornillos tienen fijación estable al hueso y evitan la fuerza de reacción sobre las piezas dentarias soportando las cargas, por lo que pueden considerarse un medio de anclaje absoluto<sup>12,13</sup>. Pero, de acuerdo a estudios analizados, se concluyó que en un 16,4% de los casos en los cuales se colocaron microimplantes se desprendieron antes de lo previsto<sup>14-17</sup>.

Numerosos estudios, en los últimos años han abordado el tema de los micro-implantes desde el aspecto clínico principalmente, describiendo las distintas aplicaciones de los mismos<sup>18</sup>. Dichos estudios clínicos se orientan sobre todo a la descripción de los movimientos dentarios logrados con el apoyo terapéutico de los mini-implantes, así como también a distintos materiales utilizados en la fabricación de TADs. Estudios experimentales han investigado las respuestas ante distintas magnitudes de fuerza, tipo de inserción y cantidad de fijación inicial. La cantidad de la fuerza aplicada, según Owens no incide en el porcentaje de éxito del mini-implante, comparando fuerzas de 25g y 50g<sup>9</sup>. Tampoco afecta si se ubica en hueso maxilar o mandibular. En este estudio experimental se utilizó una fuerza constante de 200g, sin provocar desprendimientos en los tornillos colocados perpendiculares a la cortical y con angulación contraria a la fuerza<sup>19</sup>.

La estabilidad del mini-implante es muy importante ya que evita daño radicular de piezas vecinas y mejora los porcentajes de éxito de inserción<sup>20</sup>. Liou y col encontraron que los mini-implantes no siempre se mantienen satisfactoriamente fijos luego de una fuerza ortodóncica, concluyendo que al menos 2mm de espacio libre son requeridos entre el micro-tornillo y las raíces adyacentes<sup>13</sup>. A su vez, Kuroda y col afirmaron que el factor más importante para la pérdida del mini-implante es su proximidad al periodonto<sup>21</sup>. El contacto con raíces o tejido periodontal, no sólo daña esas estructuras, sino que produce la movilidad del mini-implante. También sugiere el uso de tornillos más largos, ya que la estabilidad depende más de la interdigitación mecánica que de la osteointegración. Wu y col demostraron que los micro-implantes insertados bicorticalmente permanecieron casi invariables luego de 12 semanas de activación<sup>22</sup>. Las ventajas de la exacta ubicación del mini-implante incluyen: mejorar la retención durante la carga ortodóncica y un preciso control de vector de fuerza. Se ha determinado que la posición del mini-implante es el factor más importante a tener en cuenta para la retención del mismo<sup>23</sup>. Recientemente, Massoud y Negin-Sadat, acordaron que la estabilidad primaria de los dispositivos de anclaje temporal se convirtió en un requisito básico, debido a la necesidad de carga inmediata de los mismos; considerándose la inmovilidad del tornillo y la capacidad de soportar cargas en diferentes direcciones. Dicha estabilidad se encuentra influenciada principalmente por la retención mecánica entre el hueso y la superficie del mini-implante, la sobrecarga, la densidad ósea, el espesor del hueso cortical, el diseño del microimplante y la proximidad de este con la raíz<sup>24</sup>. La colocación precisa de los miniimplantes reduce problemas, como el aflojamiento del tornillo o invasión de los senos, ligamento periodontal o superficie de la raíz, y facilita el uso de vectores de fuerza adecuados durante la activación<sup>25</sup>. Lee, Kyung y Park<sup>26-28</sup> plantearon la colocación de mini-implantes con una angulación en sentido a la fuerza. La inclinación tiene por objetivo, según estos autores, aumentar el contacto del mini-implante con cortical ósea y evitar daños radiculares. Los resultados del presente trabajo difieren con estas afirmaciones, ya que la inclinación del tornillo a favor de la fuerza produjo el desplazamiento y en algunos casos la pérdida de los mismos. Este estudio preconiza que se puede aumentar la retención mecánica del mini-implante, colocando el mismo en una inclinación perpendicular o contraria a la fuerza. En caso de no poder insertarlos en estas angulaciones sugeridas, se pueden esperar dos semanas luego de la colocación para activarlo y así lograr una mayor fijación<sup>28</sup>. Por otro lado, Kravitz afirma que la estabilidad del mini-implante ortodóncico a través del tratamiento depende de la densidad ósea, de los tejidos blandos adyacentes, el diseño de los mini-implantes, la técnica quirúrgica y la carga de fuerza<sup>7</sup>. Además, aseguró que la colocación de mini-implantes inclinados hacia el plano oclusal por más de 30°, para evitar el contacto radicular o ganar anclaje cortical, puede incrementar el riesgo de deslizamiento, por lo que estaría más de acuerdo con los hallazgos de la presente investigación. Dentro de los factores que influyen en la estabilidad temprana del mini-implante, se describe la angulación del mismo, en relación a la dirección de la fuerza y al eje de inserción del tornillo<sup>29</sup>.

En este estudio experimental se produjo un desplazamiento estadísticamente significativo en el grupo de micro-implantes experimentales de -20° (inclinados a favor de la fuerza), mientras que en los de 30° (inclinados en sentido contrario a la fuerza) y los de 90° (eje perpendicular a la fuerza) la movilización no fue significativa.

## Conclusiones

De los estudios realizados se puede inferir:

- La inclinación del mini-implante es determinante en cuanto a la estabilidad del mismo dentro del hueso, en el momento de aplicar las fuerzas ortodóncicas.

- Los micro-implantes con angulación a favor de la fuerza (-20°) mostraron mayor desplazamiento que los colocados contrarios a la fuerza (30°) y perpendiculares (90°), al aplicarse una fuerza de 200g.
- Los micro-implantes posicionados a -20° tienen una mayor posibilidad de ser desplazados fuera del hueso.
- Los micro-implantes colocados contrarios a la fuerza (30°) presentan mayor estabilidad, debido a sus propiedades biomecánicas y al mayor contacto con la cortical.

*Todos los autores declaran que no existen conflictos potenciales de interés con respecto a la autoría y/o publicación de este artículo.  
All authors declare no potential conflicts of interest with respect to the authorship and/or publication of this article.*

## Referencias

1. Naik MK, Dharmadeep G, Muralidhar Reddy Y, Cherukuri S, Praveen Raj K, Reddy V. Comparison of the Anchorage Value of the First Molars Supported with Implant and First Molars Supported with Second Molar during En Masse Retraction. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2020;10(1):9-15.
2. Echarri P, Kim TW, Favero L, Kim HJ: Ortodoncia & Microimplantes. Técnica completa paso a paso. Madrid: Editorial Médica Ripano, 2007.
3. Miguel JAM, Freitas TEDVS. Immediate orthodontic load on dental implants: an option for adult treatment. *Dental Press J Orthod.* 2019;24(6):69-79.
4. Basha AG, Shantaraj R, Moge Gowda SB. Comparative study between conventional en-masse retraction (sliding mechanics) and en-masse retraction using orthodontic micro implant. *Implant Dent.* 2010;19(2):128-136.
5. Becker K, Pliska A, Busch C, Wilmes B, Wolf M, Drescher D. Efficacy of orthodontic mini implants for en masse retraction in the maxilla: a systematic review and meta-analysis. *Int J Implant Dent.* 2018;4(1):35.
6. Garg KK, Gupta M. Assessment of stability of orthodontic mini-implants under orthodontic loading: A computed tomography study. *Indian J Dent Res.* 2015;26(3):237-43.
7. Kravitz N, Kusnoto B. Risk and complication of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:43-49.
8. Wang YC, Liou EJW. Comparison of the loading behavior of self-drilling and pedrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:38-43.
9. Owens SE, Buschang PH, Cope, JB, Franco PF, Rossouw E. Experimental evaluation of tooth movement in the beagle dog with the miniscrew implant for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:639-646.
10. Nosouhian S, Rismanchian M, Sabzian R, Shadmehr E, Badrian H, Davoudi A. A Mini-review on the Effect of Mini-implants on Contemporary Orthodontic Science. *J Int Oral Health.* 2015;7(Suppl 1):83-87.
11. Saleme J, Weber J. Equilibrio de cuerpos vinculados. En: Saleme J, Weber J. Estabilidad. Córdoba: Universitas, 2005:123-129.
12. Kim SH, Cho JH, Chung KR, Kook YA, Nelson G. Removal torque values of surface-treated mini-implants after loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:36-43.
13. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthodontics and Dentofacial Orthop* 2004;126(1):42-47.
14. Crismani AG, Bertl M, Celar AG, Bantleon H, Burstone Ch. Miniscrews in orthodontic treatment: Review and analysis of published clinical trials. *Am J Orthod Dentofacial.* 2010;137:108-13.
15. Manni A, Cozzani M, Tamborrino F, De Rinaldis S, Menini A. Factors influencing the stability of miniscrews. A retrospective study on 300 miniscrews. *European Journal of Orthodontics.* 2010;33:388-395.
16. Schatzle M, Mannchen R, Zwahlen M, Lang NP. Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:1351-1359.
17. Vilani GN, Ruellas AC, Elias CN, Mattos CT. Stability of smooth and rough mini-implants: clinical and biomechanical evaluation - an in vivo study. *Dental Press J Orthod.* 2015;20(5):35-42.
18. Melsen B. Mini-Implants: Where are we? *J Clin Orthod* 2005;39(9):539-547.
19. Upadhyay M, Yadaus S, Naragai K, Patil S. Treatment effects of miniimplants for en-masse retraction of anterior teeth in bialveolar dental protension patients: A randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:18-29.
20. Choi HJ, Kim TW, Kim HW. A precise wire guide for positioning interradicular miniscrews. *J Clin Orthod* 2007;41(5):258-261.
21. Kuroda S, Kasuyo Y, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung HM, Yamamoto TT. Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:68-72.

22. Wu JC, Huang JN, Zhao SF. Bicortical microimplant with 2 anchorage heads for mesial movement of posterior tooth in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:353-359.
23. Kim SH, Choi YS, Hwang EH, Chung KR, Kook YA, Nelson G. Surgical positioning of orthodontic miniimplants with guides fabricated on models replicated with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:82-89.
24. Massoud S, Negin-Sadat M. Evaluation of primary stability of innovated orthodontic miniscrew system (STS): An ex-vivo study. *J Clin Exp Dent*. 2016;8(3):255-259.
25. Kalra S, Tripathi T, Rai P, Kanase A. Evaluation of orthodontic mini-implant placement: a CBCT study. *Prog Orthod*. 2014;15(1):61.
26. Kyung HM, Park HS, Bae SM, Sung JH, Kim IB. Development of orthodontic micro-implant for intraoral anchorage. *J Clin Orthod*. 2003;37:321-328.
27. Park HS, Kwon OW, Sung JH. Uprighting second molars with Micro-Implant Anchorage. *J Clin Orthod* 2004; 38: 100-103.
28. Lee JS, Park HS, Kyung HM. Micro-implant anchorage for lingual treatment of a skeletal class II malocclusion. *J Clin Orthod* 2001;35(10):643-647.
29. Morea C, Dominguez G, Wou AV, Tortamaro A. Surgical guide for optimal positioning of mini-implants. *J Clin Orthod* 2005;39(5):317-321.

**Publisher's Note:** This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution(CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

