

Comparación de la retención mecánica a la fuerza de tracción en dos diseños de mini-implantes ortodónticos

Comparison of the mechanical retention of traction force in two designs of orthodontic mini-screws

Jara L¹, Reyes J, González L, Torre E², Malaver P³, Pachón M⁴.

RESUMEN

Objetivo: Determinar la retención mecánica de los mini implantes ortodónticos en hueso y la resistencia del mecanismo de tracción con ligadura metálica. **Métodos:** La muestra utilizada para este estudio cuasi experimental fue de 12 mini-implantes en total elaborados en aleación de Titanio grado 5 y fabricados por dos marcas comerciales. Éstos se dividieron en dos grupos, M1 con seis mini implantes importados del Brasil y M2 con otros seis mini implantes hechos en Colombia (figura 1). Cada fabricante verificó la calidad de su mini implante ortodóntico correspondiente para obtener el registro sanitario INVIMA. Los mini implantes se instalaron en 12 bloques de hueso porcino; dicho hueso se analizó previamente con una densitometría ósea para verificar que su densidad fuera parecida a la del ser humano. Después de esto, cada bloque de hueso con su mini implante implantado, fue sometido a una prueba de resistencia a la fuerza de tracción mediante el equipo de medición Tester Universal para determinar la retención mecánica del mini

implante ortodóntico en hueso. **Resultados:** En todos los mini implantes se observó retención mecánica desde el inicio de la prueba hasta el final de la misma. Se demostró el alto nivel de fuerza que resiste la ligadura metálica como sistema de tracción. **Conclusiones:** Si obtenemos una estabilidad primaria a través de la retención mecánica en hueso del mini implante, se podrían aplicar fuerzas por encima de 400 gramos, superando las necesitadas en ortodoncia y ortopedia maxilar.

Palabras clave mini implante, dispositivo de anclaje temporal, anclaje esquelético, fuerza de tracción.

ABSTRACT

Objective: Determine the mechanical retention of the mini implants orthodontic in bone and the resistance of the traction mechanism with metallic ligature. **Methods:** The sample used for this quasi experimental study was 12 mini-screw made of Titanium grade 5 and manufactured by two trademark. These was divided in two groups, M1 with six mini implants imported from Brazil and others M2 with six mini implants elaborated in Colombia. (graphic No 1). Each manufacturer checked the quality of his orthodontic mini implant to obtain the sanitary Registry INVIMA. The mini implants were inserted in 12 block of bone of pork rib; previously this bone was analyzed by osseousdentometric scanning to verify that his density was similar to human being's jaw. After that, each block of bone with his miniimplant inserted, was performed to resistance test to traction force through the universal force tester to determine the mechanic retention of each orthodontic mini implant in bone.

Results: In all the mini Implants were observed that existed mechanic retention since the first time until the essay's end. Was demonstrated the highest level force that resist of the metallic ligature as traction system. **Conclusions:** If the Primary stability is achieved through the mechanic retention of the mini implant in bone superior forces up to 400 gr., can be applied surpassing the necessities in the orthodontics and maxillary orthopedics treatments, traction forces.

Key words: Mini Implant, Temporary Anchorage Device, Skeletal Anchorage, Traction Forces.

-
1. *Liliana Jara, Directora del Postgrado de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar , UNICOC, Colegio Odontologico Colombiano , Bogota D.C , Colombia .*
 2. *Julián Humberto Reyes T.Esp. Rs.Ortodoncia y Ortopedia Maxilar UNICOC.*
Luis Alberto González C. Esp. Rs.Ortodoncia y Ortopedia Maxilar UNICOC.
Ernesto Torre Esp. Rs.Ortodoncia y Ortopedia Maxilar UNICOC.
 3. *Piedad Malaver, asesora metodológica UNICOC.*
 4. *Mónica Pachón, asesora estadística UNICOC.*

INTRODUCCIÓN

La ortodoncia siendo una especialidad de la odontología, tiene como objetivo posicionar de manera correcta los dientes dentro de los maxilares, logrando

adecuada función y estética; es sin lugar a dudas el resultado de la conjunción de un sistema de fuerzas para alcanzar tal fin; desafortunadamente cuando se realiza la aplicación de una fuerza se produce a su vez otra fuerza de reacción indeseada, que interfiere en el movimiento ⁽¹⁾.

El control de las fuerzas indeseadas se conoce como anclaje ortodóntico, que en tiempos pasados era difícil de manejar. Con la aparición de los mini implantes como anclaje temporal en ortodoncia, se supera de una vez los inconvenientes de esas épocas como las fuerzas de reacción, la complejidad de los sistemas de fuerza y se elimina la dependencia de la colaboración del paciente con los dispositivos extraorales alcanzando un mayor control en cuanto a la aplicación de la fuerza ortodóntica.

Según Camaro y Col. se tiene información que Gainsforth y Higley en 1945, citados por Shapiro y Mathews dieron la primicia de que existía la posibilidad de lograr un anclaje ortodóntico en el hueso basal usando mini implantes⁽²⁾. Desde ése entonces, se tiene evidencia de investigaciones en el uso de mini implantes no sólo en restauraciones con fines protésicos, sino en mecánicas de anclaje absoluto con gran versatilidad y aplicabilidad. En el 2006 Janssen K y Col, al igual que Chaddad K. y Col y Park H. y Col en el 2008 indicaron que la tasa de éxito en el anclaje absoluto con mini implantes puede variar entre 85% y 100% en seres humanos ⁽³⁻⁵⁾. Según Phiton M y Col. en el 2008 a pesar de la inmensa popularidad que tienen hoy los mini implantes existen pocos estudios que muestran sus características mecánicas ⁽⁶⁾. Según un estudio de análisis por medio de elementos finitos realizado por Jara y Col. en el 2011 refiere que la angulación de implantación perpendicular del mini implante presenta esfuerzos menores y mejor distribución de fuerzas, ofreciendo mayor superficie de contacto y por

ende mejor retención mecánica ⁽⁷⁾. Basados en todo lo anterior, el objetivo del presente estudio fue determinar el comportamiento de la retención mecánica en hueso porcino del mini implante, utilizando un mecanismo de fuerza de tracción con ligadura metálica y determinar la máxima elongación que resiste esta antes de romperse por la fuerza ejercida.

MÉTODOS

Estudio cuasi experimental *in vitro*. Se utilizó una muestra de 12 mini-implantes en total hechos de Titanio grado 5 en aleación (Ti6Al4V) y elaborados por dos marcas comerciales (Figura 1) Los criterios de inclusión fueron:

- Mini implantes de titanio grado 5.
- Mini implantes auto roscantes.
- Mini implantes con diseño de rosca métrica.

Previamente estos mini implantes fueron analizados en su calidad de manufactura por cada fabricante correspondiente. Después se realizó una densitometría ósea a la costilla de hueso porcino para comprobar que su densidad fuera similar a la del ser humano, según lo reportado por Misch y Col. quienes evaluaron mandíbulas humanas encontrando resultados de densidad ósea de 0.85 a 1.53 gr/cm³ ⁽⁶⁾. Estas muestras de hueso se manejaron con el protocolo de crio-conservación (hielo seco -4C°) y se descongelaron con suero fisiológico al momento de realizar las pruebas ⁽⁸⁾. Los mini

implantes fueron marcados y organizados en dos grupos; el primer grupo denominado M1 con 6 bloques óseos marcados con la referencia del 1.1 al 1.6 junto con los mini implantes A, los cuales también fueron marcados con la misma referencia de estos bloques óseos y el segundo grupo denominado M2 con otros 6 bloques óseos marcados con la referencia del 2.1 al 2.6 junto con los mini implantes B los cuales fueron marcados también con la misma referencia de estos bloques óseos. Se implantó cada dispositivo de anclaje temporal (mini implante) en su correspondiente bloque óseo de cada grupo, utilizando un solo operador experto y el siguiente protocolo de inserción: se realizó una pequeña perforación llamada “nicho” en la cortical con fresa punta de lanza de 1mm de diámetro con contra ángulo a 300 RPM; la fresa perforó perpendicular a la superficie ósea para evitar cambio de dirección. Luego se realizó la inserción del mini implante evitando movimientos transversales y excéntricos durante su implantación. Se fijó el dispositivo de anclaje temporal (mini implante) aplicando fuerza axial moderada de tal forma que 2/3 de su rosca activa estuvieran infra óseos; se continuó la inserción reduciendo la presión axial hasta que quedó supra óseo el perfil transmucoso de cada mini implante y se verificó angulación de 90° con un paralelómetro (Figura 2).

Los mini implantes A y B se implantaron con el destornillador manual. Después cada bloque óseo que tenía insertado el mini implante correspondiente, fue fijado a un dispositivo metálico, mediante bandas plásticas con seguro; inmediatamente se colocó por el agujero que tiene en la cabeza cada mini implante una ligadura metálica en sencillo de calibre 0.10” como mecanismo de tracción y sus extremos libres fueron

sujetos a un dispositivo metálico tipo tenaza del aparato de medición Shimadzu Universal Tester Instruments serie AG-IS con certificación ISO9001 ubicado en el laboratorio de Ensayos Mecánicos y Deformación Plástica del Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica de la Universidad Nacional de Colombia.(Figura 3).

Las pruebas mecánicas de fuerza traccional se realizaron en dirección de 90° con respecto al eje axial de cada mini implante (Figura 4). En cuanto a las implicaciones éticas, según la resolución 8430 de 1993 del ministerio de salud, la muestra que se tomó para este estudio, está clasificada como sin riesgo; se considera que la realización de esta investigación no tiene ninguna limitante en cuanto a efectos nocivos, factores de riesgo biológico ó daños al patrimonio ecológico, moral ó personal de otra parte, los investigadores declaran no tener conflicto de interés.

MÉTODOS ESTADÍSTICOS

Los resultados obtenidos se codificaron y se analizaron estadísticamente mediante el programa SPSS 19.00 para el programa Windows. Para la comparación entre las medias se utilizó la ANOVA de un factor para una variable.

RESULTADOS

Todos los mini implantes tanto del grupo M1 como del M2 presentaron retención mecánica desde el tiempo inicial (0 segundos) hasta los 12 segundos, reaccionando así a diferentes fuerzas ejercidas (Tabla 1).

Los mini implantes del grupo M1 tuvieron mayores fuerzas de tracción que los mini implantes del grupo M2 en relación a la evolución en el tiempo (Tabla 1, Figura 5 y 6).

La elongación se generó en incrementos constantes aproximados de 0.08 mm iniciando en 0 segundos y terminando en aproximadamente 0.99 mm en 12 segundos, para cada mini implante de los dos tipos de diseño. (Figura 7 y 8). Es decir para cada mini implante la elongación aproximada se describe en la tabla 2.

Existen diferencias significativas entre la máxima elongación que resiste la ligadura metálica del mecanismo de tracción antes de romperse ante la fuerza ejercida y los dos tipos de mini implantes ($p=0.008$), donde la media de la máxima elongación que resiste la ligadura metálica del mecanismo de tracción antes de romperse, en los mini implantes del grupo M1 fue de 18.12 (IC: 12.6, 23.6) y en los mini implantes del grupo M2 fue de 10.4 (IC: 8.3, 12.6) (Tabla 3) (Figura 9). La fuerza de tracción promedio en gramos ejercida en cada tipo de mini implante del grupo M1 fue de 7.639.3 (CV: 4.5%) - 22 veces del parámetro normal de fuerzas ortodónticas y la del mini implante del grupo M2 fue de 6.703.9 (CV: 5.6%) - 19 veces del parámetro normal de fuerzas ortodónticas.

El tiempo en segundos en que transcurre hasta que se presenta fractura del mecanismo de tracción con ligadura sin desalojo de ningún mini implante fue, en el grupo M1 de 151 segundos a 305 segundos y en el grupo M2 varió entre 97 segundos y 163 segundos (Figura 9).

DISCUSIÓN

Uno de los propósitos de este estudio fue determinar las diferencias en cuanto a la retención mecánica de dos tipos de mini implantes evaluando su estabilidad primaria ante fuerzas de tracción en hueso porcino. La literatura actual refiere una tasa de éxito sobre la estabilidad primaria de los mini implantes que está reportada superior al 80%⁽⁹⁾; partiendo de allí se puede afirmar que su índice de fracaso corresponde al 20% restante. Por su parte, Janssen y Col en 2008, refieren que el éxito de los mini implantes como anclaje temporal en seres humanos oscila en un rango del 90% al 100%⁽³⁾; según los resultados del estudio la tasa de éxito fue de un 100% debido a que ninguno de los mini implantes que se utilizaron se desalojaron frente a las fuerzas de tracción.

Teniendo en cuenta la revisión sistemática de literatura publicada por Jannsen y col en el 2008 en un período de tiempo transcurrido desde enero de 1966 hasta el 2006 con una relevancia de más de 50 artículos identificados de estudios en humanos, se mostró que el uso de fuerzas ortodónticas en un rango de 100 y 400 gr podían ser aplicadas satisfactoriamente como anclaje esquelético⁽³⁾; Igualmente Reynders y Col en 2009, hicieron su publicación acerca de usar fuerzas ortodónticas con un rango de 50 a 400gr⁽⁹⁾. El presente estudio midió la retención mecánica en hueso ante este rango de fuerzas de tracción teniendo en cuenta el tiempo de duración de la aplicación de dicha fuerza. Hay evidencia significativa de que la implantación a 45 grados del mini implante ortodóntico incrementa in situ el stress del hueso peri implantar llevando a una respuesta inflamatoria en el área de colocación, dada por citoquinas, macrófagos que aumentan el riesgo de perder la estabilidad primaria del mini implante y por tanto fallar

la retención mecánica del mismo ⁽¹⁰⁾; Aunque los bloques de hueso que se utilizaron en este estudio no tuvieron respuesta inflamatoria por ser tejido óseo muerto, se decidió realizar la inserción de los mini implantes a 90 grados. El resultado fue que todos los mini implantes de ambos grupos tuvieron retención mecánica sin desalojo, pero se observó que sí hubo diferencia entre los grupos M1 y M2 en cuanto a la intensidad de la fuerza con relación al tiempo; teniendo en cuenta que el presente estudio utilizó un proceso mecánico de medición mediante un equipo electrónico calibrado, donde se minimizó al máximo la posibilidad de error y no existió durante este proceso la manipulación por parte de los investigadores ni la intervención de los fabricantes de los mini implantes, garantizando así la validez de los resultados obtenidos, nos permite plantear que las fuerzas resultantes en el grupo M1 se presentaron de mayor intensidad casi desde el inicio de la tracción a diferencia de los mini implantes del grupo M2 que necesito más tiempo para alcanzar la misma intensidad, es debido al diseño de cada mini implante. El orificio del mini implante importado se encuentra a menos distancia de la base del transmucoso lo que le permite estar más cerca al centro de resistencia del mini implante y de esta manera hacer que el mecanismo de tracción con ligadura comience a ejercer mas rápido la fuerza tensional a diferencia del mini implante nacional que tiene su orificio a más distancia de la base del transmucoso; se siguiere investigación sobre la base de esta afirmación.

Al mismo tiempo se decidió exceder el nivel de fuerza relativa a estos parámetros normales que se aplican en ortodoncia para determinar la resistencia del mecanismo de tracción con ligadura metálica de calibre 0.010 pulgadas, puesto que no se encontró evidencia científica indexada en las principales bases de datos como EBSCO,

COCHRANE y PUBMED, que permitieran conocer dicho comportamiento elástico propio de este sistema. Sin embargo el mecanismo de tracción con ligadura metálica que se utilizó en el presente estudio nos arrojó una resistencia mayor para el grupo M1 (mini implante con diámetro 2.0mm) representada en un promedio de fuerzas máximas de 7.639 gr equivalentes a 74N con una elongación en promedio de 18.12 mm que para el grupo M2 (mini implante con diámetro 1.7mm) con fuerzas máximas de 6.704 gr equivalentes a 66N con elongación de 10.43mm; esto se relaciona con lo mencionado en el estudio publicado por Leung M y col. en 2008 donde se muestran resultados obtenidos con fuerzas de tracción sobre sistemas de mini placas fijados con miniimplantes de 2.0mm de diámetro que soportaron fuerzas de 529N a diferencia de los sistemas de mini placas fijados con mini implantes de menor diámetro que obtuvieron fuerzas muy por debajo ⁽¹¹⁾. Según Alonso y Col. en 2006, y Wilmes y col 2009 esto se asocia con varios autores, que manifiestan que la resistencia a la fuerza de tracción es mayor en los mini implantes que presentan mayor diámetro ⁽¹²⁻¹⁴⁾.

CONCLUSIONES

- El mecanismo de tracción con ligadura metálica de 0.010 pulgadas usado en ambos diseños de mini implantes, soporta fuerzas tensionales superiores a 7.000 gramos.
- Tanto la estabilidad primaria del mini implante tipo A como el tipo B y su fijación durante el tratamiento, están sujetas específicamente por la retención mecánica y otros factores externos.

- En cualquiera de los dos diseños de mini implantes, si se logra una buena estabilidad mecánica se pueden lograr fuerzas superiores a las necesitadas en ortodoncia y ortopedia maxilar.
- La elongación obtenida en la tensión del mecanismo de tracción con ligadura metálica en el momento de ruptura, fue constante en los dos tipos de mini implantes.
- Si la aplicación de la fuerza de tracción esta mas cerca al centro de resistencia del mini implante, la distribución de cargas es mayor desde el inicio, como se observó en el diseño tipo A en comparación con el tipo B, que fueron menores.

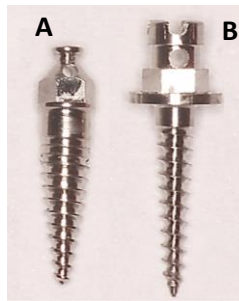


Figura 1. A. mini implante importado, B. mini implante nacional.

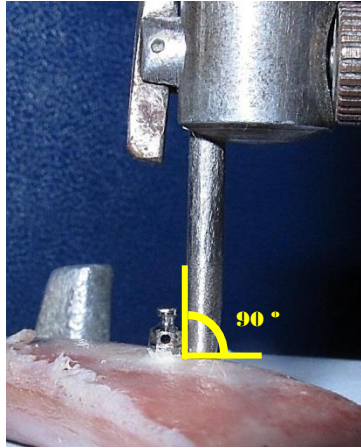


Figura 2. Angulación a 90 ° con paralelometro



Figura 3 .Equipo Shimadzu Universal Tester del departamento de ingeniería mecánica y mecatrónica, Universidad nacional de Colombia.

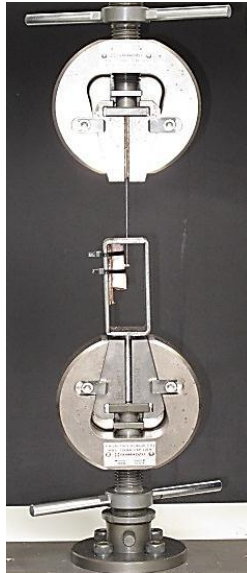


Figura 4. Pruebas mecánica con el equipo shimadzu universal Tester

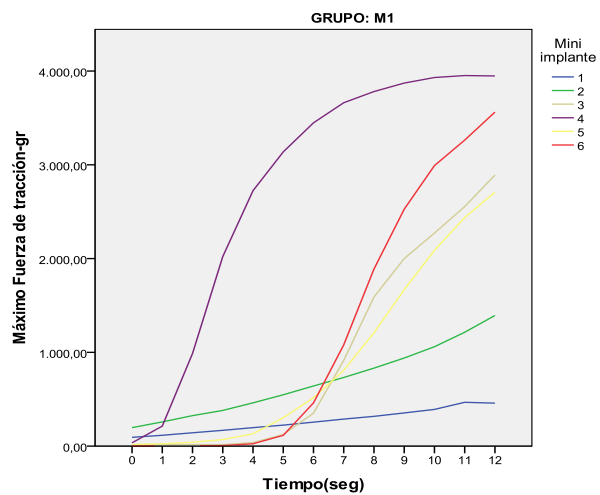


Figura5. Relación Tiempo y fuerza de tracción ejercida en gr en cada mini implante –
diseño mini implante importado (M1)

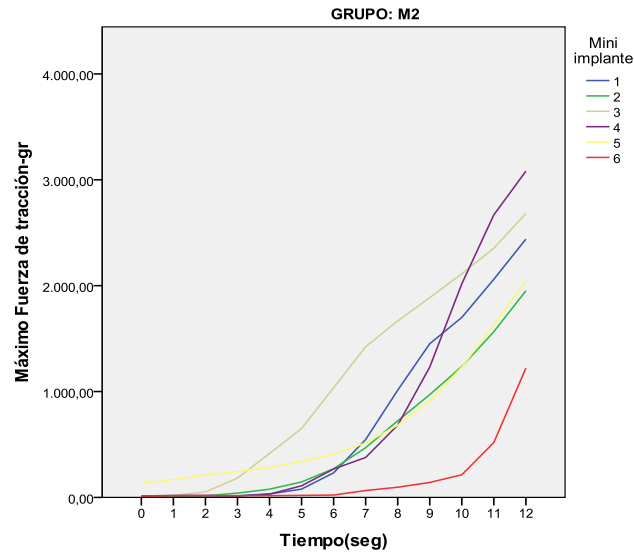


Figura 6. Relación Tiempo y fuerza de tracción ejercida en gr en cada mini implante – diseño nacional de mini implante (M2)

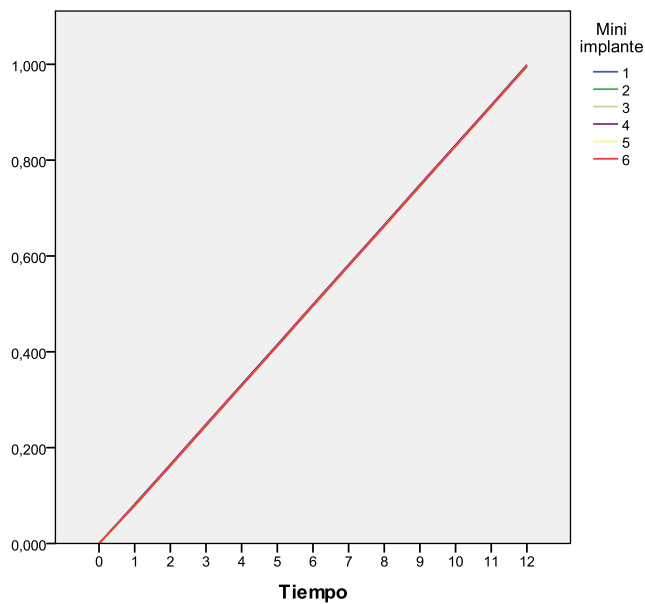


Figura 7. Relación Tiempo y la elongación en mm en cada mini implante – diseño mini implante importado (M1)

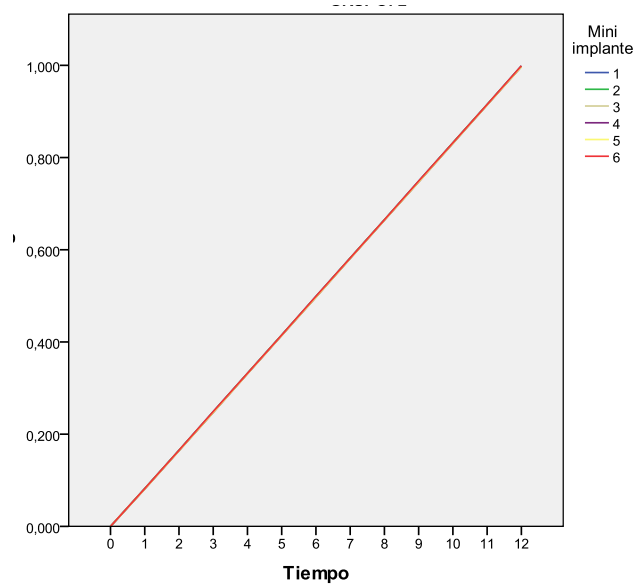


Figura 8. Relación Tiempo y la elongación en mm en cada mini implante – diseño mini implante nacional (M2)

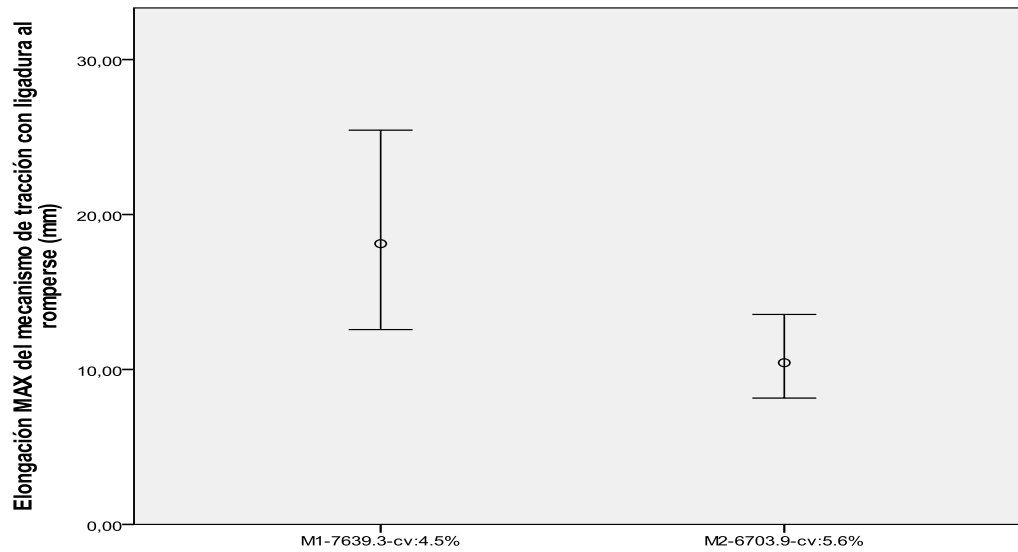


Figura 9. Promedio de la máxima elongación que resiste la ligadura metálica del mecanismo de tracción antes de romperse ante la fuerza ejercida y los dos tipos de mini implantes

Tiempo (Seg)	Fuerza de tracción (gr fuerza)				Diseño convencional del mini implante importado (M1)	Diseño nacional de mini implante (M2)
	Diseño convencional del mini implante importado (M1)		Diseño nacional de mini implante (M2)		% Retención Mecánica (mini-implantes)	
	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo		
0	0,39	196,93	1,79	133,20	100% (6)	100% (6)
1	1,50	258,12	12,11	168,25	100% (6)	100%(6)
2	5,70	987,85	14,66	209,68	100% (6)	100%(6)
3	5,74	2.020,95	13,38	244,09	100% (6)	100%(6)
4	24,86	2.723,92	16,57	414,90	100% (6)	100%(6)
5	114,72	3.137,54	19,12	651,34	100% (6)	100%(6)
6	255,57	3.447,91	22,31	1.036,29	100% (6)	100%(6)
7	288,07	3.662,06	65,01	1.423,14	100% (6)	100%(6)
8	317,39	3.781,23	96,24	1.667,24	100% (6)	100%(6)
9	353,71	3.871,73	141,49	1.887,11	100% (6)	100%(6)
10	391,32	3.931,01	213,50	2.112,09	100% (6)	100%(6)
11	467,16	3.952,04	518,78	2.669,11	100% (6)	100%(6)
12	458,23	3.947,58	1.221,11	3.081,45	100% (6)	100%(6)

Tabla 1. Distribución porcentual de la Retención Mecánica según tipo de mini implante, Fuerza de tracción y evolución en el tiempo

Tiempo (Seg)	Elongación en mm en cada mini implante	
	Diseño convencional del mini implante importado (M1)	Diseño nacional de mini implante (M2)
0	0,000	0,000
1	0,080	0,082
2	0,163	0,165
3	0,246	0,249
4	0,330	0,332
5	0,413	0,415
6	0,496	0,499
7	0,580	0,582
8	0,663	0,665
9	0,746	0,749
10	0,830	0,832
11	0,913	0,915
12	0,996	0,999

Tabla 2. Elongación de cada mini implante según el tiempo.

Descriptivos								
Elongación MAX del mecanismo de tracción con ligadura al romperse (mm)								
	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
7639.3-cv:4.5%-M1	6	18,118083	5,2672926	2,1503632	12,590399	23,645768	12,5750	25,4460
6703.9-cv:5.6%-M2	6	10,434000	2,0326021	,8298063	8,300915	12,567085	8,1560	13,5510
Total	12	14,276042	5,5310251	1,5966694	10,761796	17,790287	8,1560	25,4460

Tabla 3. Medidas descriptivas de la máxima elongación que resiste la ligadura metálica del mecanismo de tracción antes de romperse ante la fuerza ejercida.

REFERENCIAS

1. Uribe G, Ortodoncia teoría y clínica. 2º edición editorial Legis. S.A. Medellín, Colombia 2010; cap 27 p 456.
2. Caramo A, Velo S, Leone P, Siciliani G, Aplicación clínica del sistema de anclaje con microimplantes JCO. 2005; 39(1):9-24.
3. Janssen K, skeletal anchorage in orthodontics, a review of various systems in animal and human studies, Int J Oral Maxillofac Implants 2008;23(1):75–88
4. Chaddad K. Ferreira A, Geurs C., M. S. Reddy: Influence of surface characteristics of mini-implants on survival rates under immediate orthodontic loading, Angle Orthodontist, 2008; 78(1): 107-113.

5. Park H, Yoon D, Park C, Jeoung S, Treatment effects and anchorage potential of sliding mechanics with titanium screws compared with the tweed-merrifield technique, Seoul, Korea. Am J OrthodDentofacialOrthop 2008; 133(4):593-600.
6. Pithon M, L. Nojima, M. Nojima. Ruellas C Oral Surgery, Comparative study of fracture torque for orthodontic mini-implants of different trademarks Department of Orthodontics, Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil, Journal compilation Oral Surgery 2008;247(1). 84–87.
7. Giraldo V, Valencia M, Vargas, M, S, Veloza A, Jara, L. Comparación entre dos tipos de mini-implantes en maxilar inferior por medio de análisis de elementos finitos. Tesis postgrado, Bogotá, UNICOC. 2011.
8. ÁlvarezE, Ripalda P, Forriol F. Acta Ortopédica Mexicana 2003; 17(3): 157-159.
9. Reynders R, Ronchi L, Bipat S, mini implants in orthodontics: asystematic review of the literature ,Milam , Italy, AmsterdamAm J OrthodDentofacialOrthop 2009;135(5) :564.e1-564.e19.

10. Noble J, Karaiskos N, Hassard T, Hechter F, Wiltshire W. Stress on Bone from Placement and Removal of Orthodontic Miniscrews at Different Angulations. JCO. 2009;43(5):332-334.
11. Leung M , A. Bakr M. Rabie and Ricky W. K. Wong, Stability of connected mini-implants and miniplates for skeletal anchorage in orthodontics , , Orthodontics, Faculty of Dentistry, The University of Hong Kong, SAR, China, European Journal of Orthodontics 2008; 30(5):483–489.
12. Alonso L, Quintanilla D, Ramos M. Valoración de la resistencia mecánica a fuerzas de tracción de los microimplantes utilizados como anclaje en el tratamiento ortodóncico, ortod esp. 2006;46(1):41-48.
13. Wilmes B; Drescher D Impact of Insertion Depth and Predrilling Diameter on Primary Stability of Orthodontic Mini-implants , Angle Orthod. 2009;79(4):609–614.
14. Lim S, Cha J, Hwang C. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. Angle Orthod 2008;78(2): 234–40.