



Estudio comparativo de resistencia a la fatiga de arcos de níquel-titanio de tres marcas

A comparative study of fatigue resistance of NiTi archwires from three commercial brands

Gissela Serrano Hernández,* Gabriel Sáez Espínola,[§] Carlos Álvarez Gayosso,^{||} Hatta Kaori Furuki[¶]

RESUMEN

Los alambres de níquel-titanio han sido los arcos de elección para la nivelación dental lo que provoca fuerzas ligeras para crear movimientos sin daño al periodonto. El objetivo de este estudio fue determinar el número de ciclos que soportó un alambre de níquel-titanio a la fatiga en un ensayo de flexión. Se probaron 60 arcos redondos de 0.016" de ORMCO (20), GAC (20) y 3M (20) a 37 °C. Se usaron brackets Roth (0.022x0.025") adheridos a dientes de acrílico de un tipodonto para sujetar los arcos. Una máquina universal de pruebas mecánicas fue usada para hacer la prueba de fatiga hasta obtener la fractura del arco. Se reportan los ciclos que cada muestra soportó. Los resultados requirieron de un análisis de varianza (ANOVA) de una vía con prueba de Tukey ($p < 0.001$). Las superficies fracturadas fueron examinadas en un microscopio metalográfico a 125X para observar el patrón de fractura. Se encontró que los arcos ORMCO presentan mayor elasticidad que los arcos de 3M y GAC.

Palabras clave: Arcos de NiTi, superelasticidad, fractura, fatiga.

Key words: NiTi archwires, super elasticity, fracture, fatigue.

ABSTRACT

Nickel-Titanium (NiTi) archwires have been widely used for initial alignment in order to produce light continuous forces and help reduce the risk of damage to the periodontal ligament. The objective of this study was to obtain the number of cycles that NiTi archwires withstand in flexural fatigue. Sixty circular 0.016" archwires from ORMCO (20), GAC (20) and 3M (20) were tested at 37 °C. Roth brackets (0.022x0.025") were bonded to acrylic teeth. A universal testing machine (Instron 5567) was used until fracture occurred. A report of cycles fatigue was made for each sample. The results were statistically tested using the one-way ANOVA Test and a Tukey Test ($p < 0.001$). The fractured surfaces were observed with a metallographic microscope (125X) to evaluate the fracture type. ORMCO archwires showed more elasticity than 3M and GAC archwires.

INTRODUCCIÓN

Dentro de los principales materiales que se tienen en ortodoncia, los arcos han resultado ser de gran interés, los cuales al momento de estar trabajando con los brackets originan las fuerzas biomecánicas necesarias para crear movimiento dental. Es recomendable utilizar fuerzas ligeras para no dañar al periodonto.¹ Se aconseja que las fuerzas aplicadas a los dientes deben estar entre 0.015 y 5 N.² Por tanto, el especialista interesado en mejores resultados comienza a utilizar los alambres de níquel-titanio que fueron introducidos en los setenta. Éstos contribuyeron significativamente a la evolución del tratamiento ortodóncico, siendo unas de sus principales propiedades la superelasticidad al ser doblados y la mínima deformación plástica.³⁻⁸ Presentan fuerzas continuas y ligeras durante un periodo de semanas o meses con capacidad de memoria produciendo así los movimientos dentales, sin causar daño al periodonto.⁹⁻¹¹ Al respecto Gurgel¹² et al. recomiendan seleccionar el arco idóneo

dependiendo del grado de apiñamiento que presente el paciente para evitar cualquier lesión, tanto en tejidos blandos como duros.

Los arcos de NiTi están sujetos a cargas y deflexiones durante la masticación, corriendo el riesgo de sufrir una fractura o una deformación plástica; por eso Farnaz P.¹ et al., Eggeler P.¹³ et al. y Tabanlı¹⁴ et al. recomiendan no forzar a los arcos en sitios donde el apiñamiento

* Egresada de Ortodoncia.

§ Profesor en la Especialidad de Ortodoncia.

|| Profesor de Materiales Dentales.

¶ Alumna de Ortodoncia.

Departamento de Ortodoncia de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología, Universidad Nacional Autónoma de México, Laboratorio de Materiales Dentales.

Este artículo puede ser consultado en versión completa en <http://www.medigraphic.com/ortodoncia>

es severo, ya que al deflexionar el arco más de lo que le permite su límite elástico provocará una fractura.

Es por eso que al utilizar estos arcos se recomienda que el alambre sea de buena calidad, que tenga buen límite de deflexión y no se deforme ante las cargas de la masticación. Cuando un arco se va deteriorando, esta acumulación provoca que se fatigue; se asocia, por lo general, con una superficie desquebrajada y un crecimiento subsecuente de la grieta. Es por eso que si se tiene una buena superficie de terminado en el alambre, puede aumentar la vida útil del alambre sometido a fatiga.¹³⁻¹⁷

Resulta importante considerar lo que menciona Torstein;¹⁵ él habla sobre el sustrato metalúrgico para la superelasticidad y forma de memoria de los arcos de NiTi, los cuales tienen la habilidad de cambiar fácilmente de fase martensita a austenita. Esta transformación puede ocurrir por medio de una fuerza o por cambios de temperatura. Refiere que en la fase martensita, el arco suele ser más flexible; sin embargo, al subir la temperatura, el arco empezará a retomar su forma original.¹⁶ Por estos comportamientos, Tabanlí¹⁴ et al. refiere que estas fases alteran la vida útil del alambre cuando es sometido a fuerzas cíclicas (fatiga). Cuando es sometido a cierta fuerza, éste empieza a presentar cambios de fases (de martensita a austenita), lo que deteriora al alambre de NiTi.

Al analizar las aportaciones de los autores antes mencionados surge la curiosidad de conocer más a fondo el comportamiento de los arcos de NiTi, observar la conducta de la fatiga y de establecer el número de ciclos que se requieren para producir una fractura. Cuando los arcos se insertan en el slot de los brackets se representa un sistema clínico que sufre fractura por fatiga, la cual es un fenómeno atribuido a fuerzas cíclicas durante la masticación, limitando la vida útil del alambre sometido a fatiga.¹⁸

La fuerza que se aplica al realizar los movimientos de masticación es de aproximadamente 756 N (170 lb); este rango varía entre personas y en la zona de la cavidad oral, es decir, en la región de los molares, las fuerzas masticatorias oscilan entre 400 y 890 N (90 a 200 lb), en los incisivos entre 89 y 111 N (20-55 lb) y en premolares varía entre 133 y 334 N (30-75 lb);^{10,11} por ende, cuando se mastican los alimentos y se producen tales fuerzas, se producen imperfecciones con el tiempo ocasionando una fractura en el arco. Esto puede ser un riesgo para el paciente, ya que lo puede deglutir, además de alterar las fases del tratamiento postergando el término del mismo. Por tales circunstancias, el objetivo de nuestro estudio fue determinar el número de ciclos que soportó un grupo de alambres de níquel-titanio a la fatiga en un ensayo de flexión de tres puntos.

La hipótesis plantea que existen diferencias estadísticamente significativas en el número de ciclos a la ruptura en un ensayo de fatiga a la flexión de arcos de NiTi de 3M, ORMCO y GAC.

MÉTODO

Se seleccionaron 60 arcos de NiTi superelástico, redondos, calibre 0.016", 20 por marca, (3M: lote P5556, ORMCO: lote 06H280H y GAC: lote 06122101). Para todos los arcos, el lado donde se presentó la carga simuló los movimientos dentales a una distancia interbracket de 7 mm entre el segundo premolar y el primer molar superior derecho. Esta distancia interbracket derivó de las dimensiones típicas de los dientes para el maxilar en dentición permanente.

Las muestras se colocaron en un tipodonto con dientes de acrílico, a los cuales se adhirieron con cianoacrilato de metilo brackets del sistema Roth (0.022 x 0.025"). Los brackets fueron colocados respecto al eje axial de los dientes del tipodonto y los arcos fueron detenidos dentro de la ranura del bracket con ligadura metálica individual (0.010", GAC). La prueba de fatiga en flexión se realizó en una máquina universal de pruebas mecánicas (Instron, modelo 5567, Canton, Mass) con una velocidad de 80 mm/minutos para producir una deflexión de 1 mm (Figura 1).

Esta velocidad simuló 36 ± 2 mordidas por minuto de un paciente adulto. La prueba se llevó a cabo

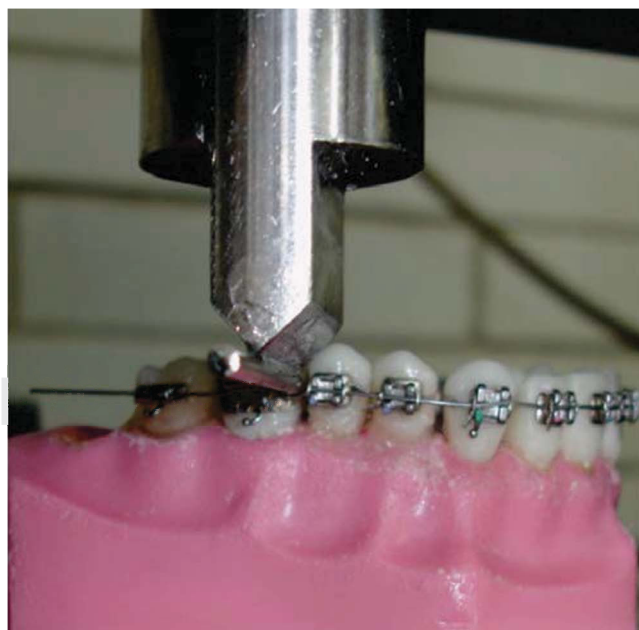


Figura 1. Prueba en progreso sobre el arco instalado en el tipodonto y sujetado con brackets.

dentro de una cámara con temperatura controlada con una lámpara de luz infrarroja (Philips Heat Ray 250 W. Infrared, hecho en EUA) a $37^{\circ} \pm 2^{\circ} \text{C}$ para simular la condición de la cavidad oral. El arco fue flexionado 1 mm, lo que permitió que por acción elástica del mismo regresara a su posición inicial. Este movimiento cíclico fue repetido hasta lograr su fractura.

El patrón de fracturas fue observado en un microscopio metalográfico (Leitz Wetzlar) a 125X. Se reportaron los ciclos que cada muestra soportó.

Se usó ANOVA de una vía y Prueba de Tukey ($p < 0.001$) para determinar las diferencias estadísticas entre los arcos.

RESULTADOS

En el *cuadro 1* se muestran los valores promedio y la desviación estándar de los ciclos que cada muestra soportó. ORMCO mostró diferencias estadísticamente significativas respecto a GAC y 3M ($p < 0.001$); mientras que entre GAC y 3M el comportamiento fue similar. Los arcos de ORMCO resisten más ciclos que los de GAC (42%) y los de 3M (54%). GAC soporta más ciclos que 3M (21%) cuando todos fueron flexionados cíclicamente 1mm a $37^{\circ} \text{C} \pm 2^{\circ} \text{C}$.

Al observarlos en el microscopio metalográfico a 125X se encontró que la superficie de los arcos fracturados presentó bordes dentados, rugosidades y cambios de color. Las características del patrón de fractura se observan en las figuras 2 a 4.

DISCUSIÓN

Se encontró que los arcos de NiTi al ser flexionados con fuerzas constantes se fracturaron por el desgaste que sufrió el arco. La relación que guarda el deterioro por desgaste de fricción en los alambres de acero ha sido investigada por Zhang¹⁹ et al., Zhou^{20,21} y Neyman²² et al., donde refieren que la vida útil del alambre de acero sometido a fatiga es inversamente proporcional al deterioro que sufre al ser desgastado por fricción.

Cuadro 1. Número de ciclos de los materiales ensayados. Entre paréntesis la desviación estándar.

Marca	Ciclos
GAC	2268 (1469)
3M	1788 (868)
ORMCO	3922 (899)

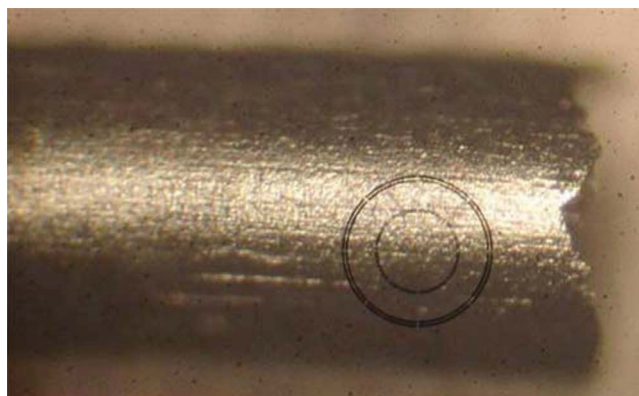


Figura 2. Fractura típica del alambre GAC.

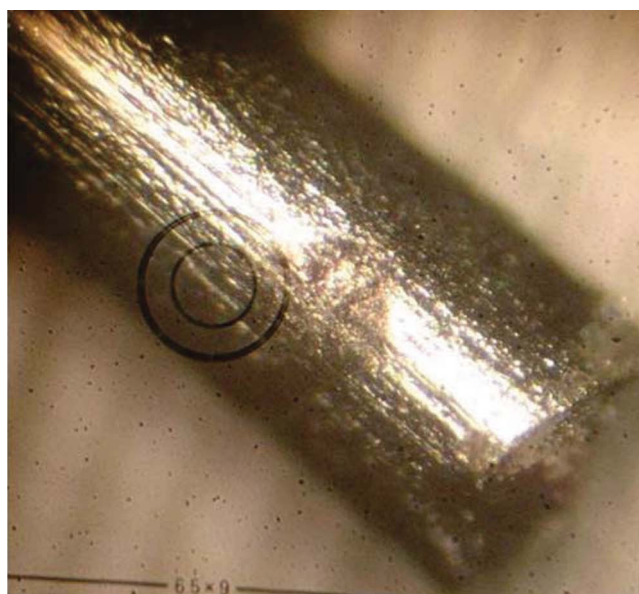


Figura 3. Fractura típica del alambre ORMCO.

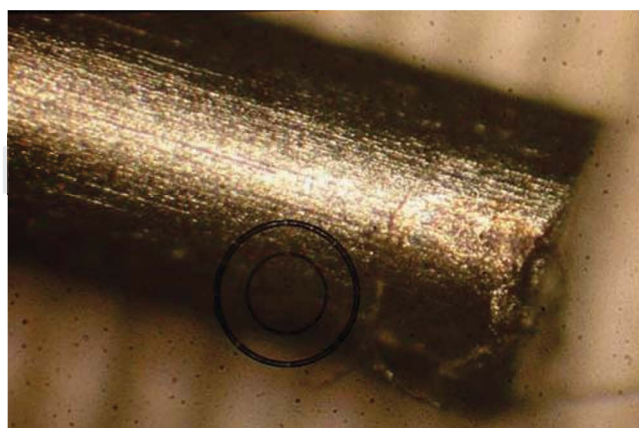


Figura 4. Fractura típica del alambre 3M.

Por tanto, mientras más se desgasta el acero se estará provocando una fractura prematura del mismo.

Es importante mencionar que los alambres de acero presentan mayor resistencia a la fatiga que los arcos de NiTi.²³

La temperatura que se utilizó en el estudio fue la misma que se presenta en la cavidad oral (37°C + 2°C), la cual también aplica Wilkinson et al.²⁴ Ellos refieren que en muchos estudios realizados por importantes investigadores como Nakano et al.,⁷ Mullins et al.,²⁵ y Filleul et al.,²⁶ utilizaron la temperatura de 37 °C, ya que es la temperatura que se presenta en la cavidad oral. Moorey et al.²⁷ prefirieron la temperatura de 35.5 °C debido a que menciona ser lo más apropiado para una prueba in vitro de alambres en ortodoncia.

El comportamiento que presentaron en este estudio los arcos de NiTi redondos calibre 0.016" fue poseer la propiedad de superelasticidad, tal como los refieren varios autores.^{3,9,15}

Al observar los arcos de níquel-titanio en el microscopio metalográfico, éstos presentaban superficies dentadas en el sitio donde ocurrió la fractura; Primak et al.²³ refieren que la «acumulación de fatiga» por lo general forma una grieta que tiene su origen en la superficie que provoca la falla a bajo número de ciclos, para después crecer hasta producir la fractura. Estos sucesos los identificaron al observar sus muestras al microscopio, que presentaban superficies dentadas con grietas y rugosidades que van propagándose en el sitio de fractura.

Este hallazgo concuerda con lo encontrado en las muestras de 3M, GAC y ORMCO (Figuras 2 a 4).

CONCLUSIONES

- Existen diferencias estadísticamente significativas entre los tres arcos analizados como se manifiesta en la hipótesis.
- Se determinó que los arcos ORMCO poseen mayor elasticidad que los arcos 3M y GAC.

REFERENCIAS

1. Farnaz P, Rock WP. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. *European Journal of Orthodontics*. 2003; 25: 417-421.
2. Rock WP, Wilson HJ. Forces exerted by orthodontic aligning archwires. *British Journal of Orthodontics*. 15: 255-259.
3. Garrec P, Tavernier B, Jordan L. Evolution of flexural rigidity according to the cross-sectional dimension of a superelastic nickel titanium orthodontic wire. *European Journal of Orthodontics*. 2005; 27: 402-407.
4. Garrec P, Jordan L. Stiffness in bending of a superelastic Ni-Ti Orthodontic wire as a function of cross sectional dimension. *Angle Orthod*. 2004; 74: 691-696.
5. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire-a new orthodontic alloy. *American Journal of Orthodontics*. 1985; 87: 445-452.
6. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1986; 90: 1-10.
7. Nakano H, Satoh K, Norris R, Jin T, Kamegai T, Isshikawa F, Katsura H. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1999; 115: 390-394.
8. Han S, Quick D. Nickel-titanium spring properties in a simulated oral environment. *The Angle Orthodontist*. 1993; 63: 67-72.
9. Mallory CD, Jeryl D, Powers MJ, Brantley WA, Bussa HI. Force/deflection comparison of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004; 126: 110-112.
10. Mayoral J, Mayoral G, Mayoral P. *Ortodoncia principios fundamentales y práctica*. España: Edit. Labor; 1983. pp. 409-410.
11. Phillips R. *La ciencia de los materiales dentales*. 9a ed. México: Edit. Mc Graw Hill; 1993. pp. 89-94, 646-648.
12. Gurgel J, Kerr S, Powers J, Le Crone V. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001; 120: 378-382.
13. Eggeler G, Hornbogen E, Yawny A, Heckmann A, Wagner M. Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. *Materials Science and Engineering A*. 2004; 378: 24-33.
14. Tabanlı R, Simha N, Berg B. Mean stress on fatigue of NiTi. *Materials Science and Engineering A*. 1999; 273-275: 644-648.
15. Meling T, Odgaard J. Short-term temperature changes influence the force exerted by superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001; 119: 263-273.
16. Proffit W. *Ortodoncia contemporánea*. 3a edición. España: Edit. Harcourt. pp. 327-328.
17. Paton A, Casey Neil, Fairbairn J, Banks W. Advances in the fatigue assessment of wire ropes. *Ocean Engineering*. 2002; 28: 491-518.
18. Dauskasdt R, Duerig T, Ritchie R. *Proceedings of the materials research Society International Meeting on Advanced Material shape memory materials*. Pittsburgh: 1989. p. 243.
19. Zhang D, Ge R, Qiang Y. Research on the fatigue and fracture behavior due to the fretting wear of steel wire in hoisting rope. *Wear Elsevier*. 2003; 255: 1233-1237.
20. Zhou Z, Luo W, Liu J. Recent development in fretting research. *Tribology*. 1997; 3 (17): 272-280.
21. Zhou Z, Vincent L. Mixed fretting regime. *Wear*. 1995; 181-183: 531-536.
22. Neyman A, Olszewski O. Research on fretting wear dependence of hardness ratio and friction coefficient of fretted couple. *Wear*. 1993; 102-104: 939-943.
23. Primak O, Klocke A, Kahl-Nieke B, Eppler M. Fatigue of orthodontic nickel-titanium (NiTi) wires in different fluids under constant mechanical stress. *Materials Science and Engineering A*. 2004; 378: 110-114.
24. Wilkinson P, Dysart P, Hood J, Herbison P. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002; 121: 483-495.
25. Mullins W, Bagby M, Norman T. Mechanical behavior of thermoresponsive orthodontic archwires. *Dent Mat*. 1996; 12: 308-314.
26. Filleul M, Jordan L. Torsional properties of Ni-Ti and copper Ni-Ti wires: the effect of temperature on physical properties. *Eur J Orthod*. 1997; 19: 637-646.
27. Moore R, Watts JTF, Hood JAA, Burritt DJ. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *Eur J Orthod*. 1999; 21: 1-13.

Dirección para correspondencia:

Gabriel Sáez Espínola

E-mail: gopito@yahoo.com.mx