

Secuencia de arcos para el alineado y nivelado

Archwire sequence for alignment and leveling

Autor: Dr. Daniel Segovia



* Odontólogo.
Posgrado en
Ortodoncia.
Autor de artículos
de la especialidad y
dictante de cursos.
Coeditor del sitio
web:
www.ortodonciabe.com

RESUMEN

La secuencia de arcos en ortodoncia, sobre todo, durante el alineado y nivelado es un tema de gran interés. Para esta etapa se han sugerido fuerzas de 50 gf que no superan la presión hidrostática capilar y no producen reabsorción radicular. El Nitinol es la aleación indicada en sus distintas variantes. Las revisiones sistemáticas no han hallado ventaja de ninguna secuencia de arcos, incluso, equiparando arcos de acero con figuras con el Nitinol termoelástico. La selección de la secuencia de arcos para un paciente depende de las características de la maloclusión.

Palabras clave: fuerzas ligeras, alineado y nivelado, NiTi, reabsorción radicular.

ABSTRACT

The sequence of arches in orthodontics especially during alignment and leveling is a subject of great interest. For this stage 50 g forces that do not exceed the capillary hydrostatic pressure and do not produce root resorption have been suggested. Nitinol is the indicated alloy in its different variants. Systematic Reviews have found no advantage of any arch sequence even by matching steel arches with figures with thermoelastic Nitinol. The selection of arch sequence for a patient depends on the characteristics of malocclusion.

Keywords: light forces, alignment and leveling, NiTi, root resorption.

INTRODUCCIÓN

La secuencia de arcos en un tratamiento de ortodoncia es un tema de interés clínico. La gran cantidad de materiales, calibres, secciones, técnicas y continuas innovaciones que existen hoy en día es un panorama abrumador para los ortodoncistas. Este trabajo busca orientar la elección de la mejor secuencia de arcos que funcione para el promedio de los casos, si es que existe.

DESARROLLO

1. ¿Por qué fuerzas ligeras?

La fuerza mecánica produce el movimiento dental, pero puede lesionar los tejidos dentales si es excesiva. La fuerza ideal debe ser ligera, continua y no superar la presión hidrostática capilar de 37 mmHg.¹ Fuerzas mayores producen compresión capilar con subsiguiente hipoxia y necrosis aséptica, llamada hialinización, que a nivel histológico debe ser removida por osteoclastos y en este

proceso, simultáneamente, se reabsorbe parte de la raíz dental que es la estructura más sensible al exceso de fuerza.² Si bien, actualmente, no se puede correlacionar la magnitud de fuerza con cantidad de hialinización,³ sí se asocia con cantidad de reabsorción radicular.⁴ Esto sugiere que los fenómenos histológicos por los cuales se desarrolla la reabsorción radicular no son comprendidos del todo.

Esta magnitud en mmHg es una unidad de presión y las recomendaciones clínicas para ortodoncia se detallan en gramos fuerza que es una unidad de fuerza. ¿Cómo se puede conocer la fuerza ideal que no supere esta presión hidrostática capilar? Teniendo en cuenta que: 37 mmHg equivalen a 50,3 gf/cm², que es una unidad de medida a la que estamos más habituados, y que la presión es el resultado de dividir la fuerza por la superficie en la que actúa. (Fig. 1)



Fig. 1: Arco intermedio de .016" × .025" NiTiCu graduado con 60 gf anterior y 110 gf posterior. Se observa una corrección de rotación en 3 meses con una fuerza suave sin efectos clínico-radiográficos indeseados pese a ser un arco rectangular.

Los alambres producen las fuerzas contra una parte de la superficie radicular dentaria generando presión dentro del alvéolo donde están los capilares sanguíneos. La cantidad de superficie radicular que será presionada en el alvéolo, depende del tipo de movimiento y del tamaño de la raíz, principalmente.²

Las revisiones sistemáticas han fallado en hallar un nivel de fuerza ideal, lo que ha generado incertidumbre en los clínicos.⁵ Si bien no podemos seguir una recomendación de fuerza basada en evidencia, tomando en cuenta la fisiopatología y la opinión de expertos, para el alineado y nivelado se sugieren fuerzas de 50 gf para corregir piezas dentales inclinadas y rotadas.⁶

2. ¿Con qué se puede aplicar fuerzas ligeras?

El Nitinol (NiTi) es la aleación indicada para aplicar fuerzas ligeras en etapas iniciales y ha evolucionado en múltiples tipos y presentaciones comerciales. A nivel estructural posee fases: una, llamada martensítica, que es de baja temperatura, alto estrés y estructura monoclinica; otra, austenítica, que es de alta temperatura, bajo estrés y estructura cúbica; y una más, intermedia.⁷ Posee superelasticidad (el término correcto es "pseudoelasticidad"), que es la transformación reversible martensítica inducida por estrés, que se manifiesta en una meseta en el diagrama de carga/flexión no siguiendo la ley de Hooke y siendo la magnitud de fuerza constante ante el aumento de deformación. Posee efecto de memoria de forma, por el cual recupera la forma y rigidez de fabricación debido al efecto reversible de transición de martensita a austenita inducido por temperatura, también denominado

termoelasticidad. Se lo clasifica según su microestructura cristalográfica a temperatura ambiente en:⁷⁻⁸

A- NiTi convencional (martensita estabilizada). Estructura martensítica a temperatura ambiente. No es superelástico ni posee memoria de forma por el modo de fabricación. Posee una alta elasticidad, un 20 % más alta que el acero inoxidable (AI).

B- NiTi superelástico (austenita activa). Estructura austenítica a temperatura ambiente. Es superelástico (NitiSE).

C- NiTi termoelástico (martensita activa). Estructura martensítica a temperatura ambiente. Se transforma en austenita a una temperatura cercana a la corporal y recupera la rigidez y la forma (memoria de forma). Se lo llama NiTi termoactivado o *heatactivated* (NiTi-HA). Incorporando cobre a la aleación, el rango de temperatura de transición puede ajustarse y regularse, con precisión y también, la temperatura de transformación final a austenita. Se lo llama NiTiCu.

Entre sus variantes principales algunos de estos tipos pueden ser redondos, cuadrados, rectangulares; sólidos o trenzados; convencionales o graduados con distintos niveles de fuerza en sus distintas zonas. (Fig. 1)

3. ¿Cómo se usa el NiTi para fuerzas ligeras?

3.1. Secuencias de arcos indicadas por las técnicas de ortodoncia

Las diferentes técnicas promueven una secuencia general de arcos para lograr mejores resultados. A continuación, se comparará la secuencia recomendada para un caso de apiñamiento moderado sin extracciones y sin problemas esqueléticos.



- a. Filosofía de Roth: .014" NiTiHA, .018" NiTiHA, .020" x .020" NiTiHA, .019" x .025" NiTiHA, .019" x .025" AI, .021" x .025" AI, y para finalización .021" x .025" trenzado AI.⁹
- b. Sistema MBT: .016" NiTiHA, .019" x .025" NiTiHA, .019" x .025" AI, y para finalizar .016" NiTiHA entre otros.¹⁰
- c. Sistema Damon: .014" NiTiCu, .014" x .025" NiTiCu, .018" x .025" NiTiCu y .019" x .025" AI y, a veces, para finalizar .019" x .025" de aleación de titanio molibdeno (TMA).¹¹

3.2. Secuencias de arcos sugeridas por evidencia científica

En los estudios científicos clínicos, las mediciones directas de fuerzas en los arcos son difíciles de realizar; por lo cual, se toman mediciones clínicas indirectas de fuerza, que son el dolor del paciente (alto con fuerzas excesivas) y la velocidad de movimiento (lento con fuerzas excesivas).¹² Existen tres revisiones sistemáticas al respecto.¹³⁻¹⁵ La revisión sistemática de la prestigiosa Colaboración Cochrane incluyó doce estudios de máxima calidad que compararon secuencias de arcos de alineado y nivelado de diferentes secciones, calibres y aleaciones.¹⁵ Otra revisión incluyó estudios de menor calidad metodológica, los que, además, comparaban arcos de AI sólido con figuras dobladas.¹³ Las diferentes revisiones sistemáticas concluyeron que no hubo arco inicial ni secuencia de arcos superior en cuanto a velocidad de alineamiento y dolor en el paciente. Esto incluye desde el moderno NiTiCu hasta el desfasado

arco de AI con figuras, las ventajas de las nuevas aleaciones en el laboratorio no lo son en el paciente. Mientras se entregue una fuerza de magnitud adecuada las piezas dentales se moverán a un ratio estándar.

¿Y qué se podría afirmar de los efectos dañinos? Las revisiones no analizaron la integridad radicular, pero una serie de estudios clínicos radiográficos¹⁶⁻¹⁷ hallaron que la reabsorción radicular es similar entre el NiTiCu, el NiTiSE y los trenzados (*braided*) de acero, aunque se observa una tendencia a una mayor reabsorción con el NiTiSE por otorgar fuerzas constantes que no permiten períodos de descanso para reparar la raíz.

Estos estudios no hacen referencia a la nivelación y poco es lo que se ha publicado al respecto. Aparentemente, los arcos rectangulares de NiTiSE funcionan de modo muy similar a los *braided* AI en cuanto a velocidad de nivelación y reabsorción radicular (ligeramente mayor tendencia para el NiTiSE, explicada en el párrafo anterior), teniendo en cuenta que las secuencias estudiadas no son equiparables.¹⁶ En la *tabla I* se detalla una secuencia sugerida general. A igual eficacia, la selección se da por otros criterios. No es práctico doblar figuras y sería el único arco a descartar, actualmente. Para el resto, ¿para qué gastar más dinero por los mismos resultados? Tanto un NiTi como un trenzado AI son adecuados siempre y cuando el nivel de fuerzas aplicado sea correcto, lo que se logra con la selección de la dimensión y el tipo de ligado, principalmente.¹⁸ (Fig. 2)

Etapas	Objetivo	Aleación y sección
Arcos iniciales +	Alinear y comenzar a corregir rotaciones.	Redondos de .0155" a .0195" trenzados AI. Redondos de .012" a .016" trenzados NiTi o sólido NiTi, NiTiSE, NiTiHA o NiTiCu.
Arcos de transición +	Terminar de corregir rotaciones, comenzar a nivelar y comenzar a establecer torque.	Redondos de .018" a .020" NiTi, NiTiSE, NiTiHA, NiTiCu o trenzados AI. Cuadrados de .016" x .016" a .020" x .020" NiTi, NiTiSE, NiTiHA, NiTiCu. Rectangulares de .014" x .025" a .017" x .025" NiTi, NiTiSE, NiTiHA, NiTiCu o trenzados AI.
Arco de nivelación y trabajo +	Terminar de nivelar, terminar de establecer torque y etapa mecánica.	Rectangular de .018" x .025" a .019" x .025" NiTi o TMA y, luego, .019" x .025" AI.
Arcos de finalización *	Corregir posiciones individuales y engranar.	Redondos de .016" NiTi o AI seccionales o continuos. Rectangulares de .021" x .025" trenzados AI. Rectangulares de .016" x .025" - .019" x .025" TMA.

Siglas y acrónimos: AI, acero inoxidable. NiTi, Nitinol. NiTiSE, Nitinol superelástico. NiTiHA, Nitinol termoactivo, NiTiCu, Nitinol cobre. TMA, aleación de titanio molibdeno.
+ Recomendación basada en revisión sistemática
* Recomendación basada en opiniones de expertos

Tabla I. Secuencia general de arcos para casos de apiñamiento moderado sin extracciones y problemas tridimensionales, basada en estudios científicos y opinión de expertos.



Fig. 2: Antiguo arco inicial de .0155" coaxial de acero inoxidable combinado con modernos *brackets* de autoligado pasivo cerámicos, que se comporta clínicamente tan bien como uno de NiTiCu.

DISCUSIÓN

A continuación, se intentará explicar algunos interrogantes que arrojan estos datos.

a. ¿Por qué el NiTiSE y NiTiCu no presentan una ventaja sobre el NiTi?

Esto se debería a la fuerza constante llamada superelasticidad, graficada en meseta por la curva de carga/flexión, y su longitud de 3-5 mm, aproximadamente.¹⁹ Esta porción de la curva comienza cuando el arco se deforma más de 1,5 - 2mm.²⁰⁻²¹ Por ende, las malposiciones menores a 1,5 - 2 mm no se encuentran bajo los efectos de la superelasticidad; aquí, el nivel de fuerza es de deformación dependiente, a mayor flexión mayor fuerza. En ese punto, ambas aleaciones de NiTiSE y de NiTi se comportan de modo similar. Para apiñamientos severos, la mayoría de las aleaciones de NiTiSE y de NiTiCu de .012" que se deforman 3 mm excede las fuerzas recomendadas.²²⁻²³ Si bien la magnitud de la fuerza es constante entre los 2 mm y 5 mm de deformación, la misma es elevada al igual que con NiTi, que impacta de modo similar sobre el movimiento de la pieza dental.

Las aleaciones a nivel intraoral no se comportan del mismo modo que en pruebas de laboratorio. En la cavidad oral, influyen numerosos factores como la densidad ósea, la morfología dentoalveolar, las fuerzas funcionales, los cambios físico-químicos, otros.^{20, 24} Se destacan la corrosión y el libre juego del arco en el *slot* como principales factores para que el NiTiSE se comporte igual que el NiTi.²¹ Parte de la fuerza otorgada por un alambre está limitada por la resistencia al deslizamiento²⁵ que se verá a continuación.

b. ¿Por qué el NiTi modificado en superficie no presenta ventajas?

La fricción es una fuerza que disminuye el deslizamiento del arco, lo que enlentece el movimiento dental. El tratamiento industrial de superficie de las aleaciones de NiTi disminuye su fricción según pruebas de laboratorio.²⁶ (Fig. 3)

Solo ha sido estudiada clínicamente la modificación de superficie por implantación por iones y los resultados fueron que no había ventajas por sobre el NiTi de superficie convencional, en cuanto a la velocidad de movimiento.²⁷

La fricción tiene un efecto mínimo en ortodoncia clínica, y son determinantes el *binding* y *notching*. El *binding* es el efecto que se da cuando el arco contacta con los extremos de la ranura y se traba enlenteciendo el deslizamiento. El *notching* se da por microfracturas en el arco, que se traban en el *slot* deteniendo el movimiento.²⁸ La resistencia al deslizamiento es la suma de la fricción, *binding* y *notching*. Los NiTi modificados en superficie sólo tienen menor fricción y, por eso, no ofrecen ventajas en cuanto a aumento del deslizamiento. El movimiento dental es producto de cuplas intrabacket generadas al contactar el arco con los extremos del *slot* y esto es *binding*. Por lo tanto, la resistencia al deslizamiento no debe eliminarse, sino controlarse.⁶

c. ¿Presentan ventajas los nuevos arcos ortodónticos?

- Coaxial de Niti: Un estudio clínico aleatorio²⁹ sugiere que los arcos redondos trenzados de NiTi alinean más rápido que uno sólido en el maxilar inferior. Esto se debe

a que entregan una fuerza más ligera y llegan a deformaciones de 50-70°, que serían ideales para el comportamiento elástico del

arco. Parecería ser un muy buen arco inicial, aunque se debe investigar más al respecto. (Fig. 4)



Fig. 3: Arco inicial de baja fricción de .016" de NiTiSE modificado en superficie de color azul para diferenciarlo de los convencionales.



Fig. 4: Arco inicial coaxial de .014" NiTi con brackets autoligados pasivos, para fuerzas muy suaves en un paciente con reabsorpciones radiculares.

- **GUMMETAL:** Es una aleación de titanio, molibdeno, tantalio y zirconio. Es supere lástico, sin histéresis, con un módulo de elasticidad más bajo que el NiTi y se puede conformar de modo seguro.³⁰ Se comparó en un estudio clínico aleatorio³¹ un arco de GUMMETAL .016" con uno de NiTiSE de .016" a los 4-6 meses en apiñamiento moderado, el cual se resolvió 2,5 mm y 3,6 mm, respectivamente. La superioridad del NiTiSE, tal vez, se deba a que el GUMMETAL es más fácil que se deforme al flexionarse entre los dientes apiñados.
- **PEEK:** Es poliéter-éter-cetona y es parte de la familia de los plásticos de alta performance con múltiples usos médicos y odontológicos.³² Si bien puede usarse como recubrimiento de arcos de aleación, existen arcos completos de este material. Un arco de PEEK de .019" × .025" hace la mitad de fuerza que uno de NiTi de .016" según datos de laboratorio,³³⁻³⁴ lo que permite su uso como arco inicial. Se necesitan estudios de su performance clínica. (Fig. 5)



Fig. 5: Arco inicial de .019" × .025" de PEEK y su evolución en 4 meses. Se observa el ligero movimiento al igual que los arcos iniciales delgados de NiTi.

CONCLUSIÓN

No existe una secuencia de arcos ideal en ortodoncia. A nivel general, es adecuado comenzar alineando con arcos redondos elásticos de pequeño calibre y, luego, mediano. Seguir con arcos elásticos cuadrados y/o rectangulares de progresivo tamaño, los que nivelan y aplican torque para dar lugar a un arco de trabajo de

.019" × .025" AI. Las aleaciones más sofisticadas y costosas no han demostrado brindar ventaja clínica alguna.

No debe ser la técnica, los dictantes o el comercio los que sugieran una secuencia de arcos ideal a utilizar en nuestros pacientes. Es el ortodoncista quien debe elegir los arcos

adecuados para la maloclusión individual según el nivel de fuerzas que aplican para los movimientos planeados, informados por las mejores evidencias científicas.

Nuestros pacientes merecen que se utilice la mejor información posible.

Dirección de correo electrónico:
drwdsegovia@gmail.com

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Zaoui F. *Light forces and orthodontic displacement: a critical review*. Int Orthod. 2009; 7: 3-13.
2. Proffit WR, Fields HW Jr, Sarver DM. *The biologic basis of orthodontic therapy*. En: *Contemporary Orthodontics*. St. Louis: Mosby Elsevier; 2007. p. 331-58.
3. Von Böh M, Kuijpers-Jagtman AM. *Hyalinization during orthodontic tooth movement: a systematic review on tissue reactions*. Eur J Orthod. 2009; 31: 30-6.
4. Roscoe MG, Meira JB, Cattaneo PM. *Association of orthodontic forced system and root resorption: A systematic review*. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2015; 147: 610-26.
5. Ren J, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. *Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A systematic literature review*. Angle Orthod. 2003; 73: 86-92.
6. Proffit WR, Fields HW Jr, Sarver DM. *Mechanical principles in orthodontic force control*. En: *Contemporary orthodontics*. St. Louis: Mosby Elsevier; 2007. p. 359-94.
7. Brantley WA. *Evolution, clinical applications, and prospects of nickel-titanium alloys for orthodontic purposes*. J World Fed Orthod Supp. 2020; 9: 519-26.
8. Goldberg AJ, Burstone CJ. *Properties and structures of orthodontic wire materials*. En: Kwangchul C, Burstone CJ, editors. *The biomechanical foundation of clinical orthodontics*. Illinois: Quintessence Publishing Co Inc; 2015. p. 477-90.
9. Secchi AG, Ayala J. *Contemporary straight wire biomechanics*. En: Vanarsdall LW, Vig RL, Huang KW, Graber GJ. *Orthodontics: Current principles and techniques*. St. Louis: Mosby Inc; 2017. p. 437-54.
10. Bennet JC, McLaughlin RP. *Archwires and archform*. En: *Fundamentals of orthodontic treatment mechanics*. Hong Kong: Le Grande Publishing; 2014. p. 85-104.
11. Damon D. *Damon System. Manual de trabajo*. Venezuela: AMOLCA; 2006.
12. Barlow M, Kula K. *Factors influencing efficiency of sliding mechanics to close extraction space: a systematic review*. Orthod Craniofac Res. 2008; 11: 65-73.
13. Papageorgiou SN, Konstantinidis I, Papadopoulou K, Jager A, Bourauel C. *A systematic review and meta-analysis of experimental clinical evidence on initial aligning archwires and archwire sequences*. Orthod Craniofac Res. 2017; 17: 197-215.
14. Riley M, Bearn DR. *A systematic review of clinical trials of aligning archwires*. J Orthod. 2009; 36: 42-51.
15. Wang Y, Liu C, Jian F, McIntyre GT, Millett DT, et al. *Initial archwires used in orthodontic treatment with fixed appliances*. Cochrane Database of Systematic Review. 2018; 7: CD007859.
16. Alzahawi K, Færøvig E, Brudvik P, Bøe OE, Mavragani M. *Root resorption after leveling with super-elastic and conventional steel archwires: a prospective study*. Prog Orthod. 2014; 15: 35-42.
17. Nabhat SA, Yassir YA. *A clinical comparison of the effectiveness of two types of orthodontic aligning archwire materials: a multicentre randomized clinical trial*. Eur J Orthod. 2020; 42: 626-34.
18. Rubin RM. *Putting nickel titanium wire in its place*. Angle Orthod. 1999; 69: 214.
19. Lombardo L, Marafioti M, Stefanoni F, Mollica F, Siciliani G. *Load deflection characteristics and force level of nickel titanium initial archwires*. Angle Orthod. 2012; 82: 507-21.
20. Bartzela TN, Senn C, Wichelhaus A. *Load-deflection characteristics of super elastic nickel-titanium wires*. Angle Orthod. 2006; 77: 991-9.
21. Pandis N, Bourauel CP. *Nickel-Titanium (NiTi) archwires: The clinical significance of super elasticity*. Semin Orthod. 2010; 16: 249-57.
22. Berger J, Waram T. *Force levels of nickel titanium initial archwires*. J Clin Orthod. 2007; 41: 286-92.
23. Sarul M, Kawala B, Antoszewska J. *Comparison of elastic properties of nickel-titanium orthodontic archwires*. Adv Clin Exp Med. 2013; 22: 253-60.
24. Huffman DJ, Way DC. *A clinical evaluation of tooth movement along archwires of two different sizes*. Am J Orthod. 1983; 83: 453-9.
25. Burrow SJ. *Friction and resistance to sliding in orthodontics: a critical review*. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2009; 135: 442-7.
26. Kusy RP, Saunders CR, Whitley JQ. *Mejoramiento de la mecánica de los arcos mediante química de superficie*. En: Nanda R, editor. *Biomecánica en ortodoncia clínica*. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 1998. p. 45-58.
27. Cobb NW, Kula KS, Phillips C, Proffit WR. *Efficiency of multi strand steel, super elastic Ni-Ti and ion-implanted Ni-Ti archwires for initial alignment*. Clin Orthod Res. 1998; 1: 12-9.
28. Kusy RP, Whitley JQ. *Friction between different wire bracket configurations and materials*. Semin Orthod. 1997; 3: 166-77.
29. Sebastian B. *Alignment efficiency of super elastic coaxial nickel-titanium vs. super elastic single-stranded nickel-titanium in relieving mandibular anterior crowding: a randomized controlled prospective study*. Angle Orthod. 2012; 82: 709-18.
30. Chang HP, Tseng YC. *A novel β -titanium alloy orthodontic wire*. Kaohsiung J Med Sci. 2018; 34: 202-6.
31. Nordstrom B, Shoji T, Anderson WC, Fields HW Jr, Beck FM, et al. *Comparison of changes in irregularity and transverse width with nickel titanium and niobium-titanium-tantalum-zirconium archwires during initial*. Angle Orthod. 2018; 88: 348-54.
32. Wiesli MG, Özcan M. *High-performance polymers and their potential application as medical and oral implant materials: A review*. Implant Dent. 2015; 24: 448-57.
33. Maekawa M, Kanno Z, Wada T, Hongo T, Doi H, et al. *Mechanical properties of orthodontic wires made of super engineering plastic*. Dent Mater J. 2015; 34: 114-9.
34. Tada Y, Hayakawa T, Nakamura Y. *Load-deflection and friction properties of PEEK wires as alternative orthodontic wires*. Materials. 2017; 10: 914-26.
35. Darendeliler MA, Cheng LL. *Root Resorption in Orthodontics*. En: Pandis T, Eliades N, editors. *Self-ligation in orthodontics. An evidence-based approach to biomechanics and treatment*. West Sussex: Blackwell Publishing Ltd; 2009. p. 85-104.