

CARACTERIZACIÓN MECÁNICA DE UN RESORTE CERRADO HELICOIDAL DE NITINOL sometido a tracción

*Mechanical characterization of a nitinol closed helical
spring subjected to tension*

POR

JORGE HOMERO **WILCHES-VISBAL**¹

YURLEIS CAROLINA **SEPÚLVEDA-MARTÍNEZ**²

MIDIAN CLARA **CASTILLO-PEDRAZA**³

- 1 Profesor de Biofísica. Programas de Odontología y Medicina, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad del Magdalena. Santa Marta, Colombia.
[id orcid.org/0000-0003-3649-5079](https://orcid.org/0000-0003-3649-5079)
- 2 Estudiante de Odontología. Programa de Odontología, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad del Magdalena. Santa Marta, Colombia.
[id orcid.org/0009-0009-7939-3591](https://orcid.org/0009-0009-7939-3591)
- 3 Profesora de Biomateriales y Prostodoncia Fija. Programa de Odontología, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad del Magdalena. Santa Marta, Colombia.
[id orcid.org/0000-0003-3170-3959](https://orcid.org/0000-0003-3170-3959)

Autor de correspondencia: Jorge Homero Wilches Visbal:
jhwilchev@gmail.com. Laboratorio de Biofísica, Edificio de Innovación y Emprendimiento, Universidad del Magdalena. Ciudadela Universitaria, Carrera 32 No 22-08, San Pedro Alejandrino, Santa Marta, Colombia.

Resumen

Los principios de la biomecánica son claves para la comprensión de la dinámica odontológica y el diseño del tratamiento. Uno de los aditamentos de mayor uso en ortodoncia es el resorte de nitinol. Pocos trabajos ofrecen una caracterización biomecánica completa sobre estos, en términos de: módulo de elasticidad, resiliencia, tenacidad, punto de vencimiento y punto de fractura. Por tanto, el objetivo de este estudio es caracterizar completamente un resorte de nitinol sometido a un esfuerzo de tracción. Se concluye que el resorte cerrado de nitinol mostró una alta tenacidad y baja resistencia, cuya fuerza de tracción ortodóntica no debe sobrepasar los 100 gf a fin de no causar una deformación permanente, igualmente por su comportamiento mecánico similar al de las estructuras humanas parece tener ventajas mecánicas y de integración biológica que otros de materiales distintos (acero inoxidable, níquel-cobalto y demás aleaciones).

PALABRAS CLAVE: resorte, tracción, nitinol, elasticidad, ortodoncia.

Abstract

Principles of biomechanics are key to understanding dental dynamics and treatment design. One of the most widely used orthodontic attachments is the nitinol spring. Few works offer a complete biomechanical characterization of these, in terms of: elasticity modulus, resilience, toughness, expiration point and fracture point. Therefore, the objective of this study is to fully characterize a nitinol spring subjected to tensile stress. It is concluded that the closed spring of nitinol showed a high toughness and low resistance, whose orthodontic tensile force should not exceed 100 gf in order not to cause permanent deformation, also by its mechanical behavior like that of human structures seems to have mechanical advantages and biological integration than others of different materials (stainless steel, nickel-cobalt and other alloys).

KEY WORDS: spring, traction, nitinol, elasticity, orthodontics.

Introducción

Los conceptos de la física forman la base de la mecánica ortodóntica dado que son claves para el diseño y la comprensión de los aparatos y la metodología del tratamiento en ortodoncia¹. Una terapia eficaz en ortodoncia es aquella que se fundamenta en un diagnóstico acertado, un estímulo biomecánico controlado y preciso y una selección minuciosa de los materiales².

Por lo anterior, el estudio de la biomecánica dental es esencial para que investigadores y clínicos consigan optimizar el sistema de fuerzas a ser aplicado en los dientes a fin de garantizar un movimiento idóneo a nivel molecular, celular y tisular^{1,3}. Idealmente, la fuerza neta aplicada debería ser continua (decrece ligeramente entre reactivaciones sin caer a cero)⁴ y de escasa magnitud (75 a 240 gf)^{5,6}. Así, se consigue un procedimiento confortable, económico y rápido para el paciente³.

Para el cierre o apertura de espacios interdientales se usan aditamentos como alambres (cuadrados, redondos o rectangulares) o resortes (dependientes del diámetro y cantidad de espirales) cuyas fuerzas son orientadas por los brackets². Los resortes modernos hechos de aleaciones metálicas de níquel-titanio (nitinol) entregan una fuerza neta más próxima de un régimen continuo que sus antecesores de acero inoxidable, níquel-cromo o níquel-cobalto³. Los resortes pueden ser abiertos o cerrados. Los abiertos proporcionan fuerzas de tensión o expansión para la apertura de espacios, mientras los cerrados, de compresión o retracción, para el cierre⁶. Comprender la biomecánica de los resortes de uso rutinario en clínica es esencial para su correcto funcionamiento. Por tanto, el propósito de esta investigación fue realizar la caracterización biomecánica de un resorte de nitinol.

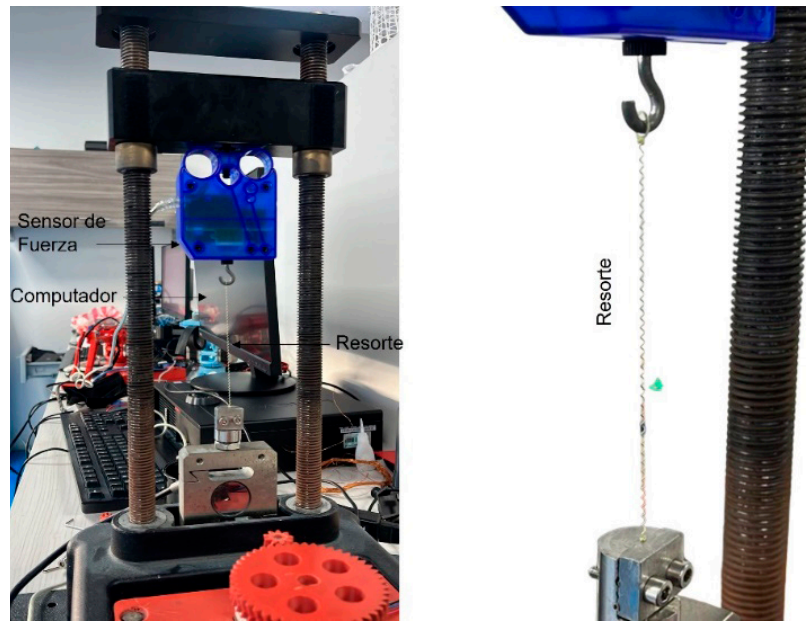
Metodología

Se sometió al resorte de nitinol 55 (Niti Tooth Color–Royal Brand USA: 0,3 mm diámetro, 12 mm longitud) a un esfuerzo de tracción axial progresivo hasta producir el fallo estructural. Para ello, se utilizó una máquina universal de materiales y un sensor de fuerza de alta precisión (PS-2169 marca PASCO) adaptado a la cabeza móvil de la máquina (FIGURA 1).

El sensor se conectó a computador para el registro de los datos de fuerza aplicada y desplazamiento en la interfaz gráfica PASCO Capstone (FIGURA 1). El resorte se sujetó por su parte inferior a la máquina universal para ser sometido a tracción con velocidad constante de 0,2 mm/s. Esta velocidad fue obtenida a partir de una serie de engranajes movidos por un motor nema 17, alimentado externamente, conectado a un Arduino.

El resultado del ensayo se expresó en una gráfica de fuerza (ordenada) vs deformación (abscisas). En la deformación se registra el incremento de longitud del resorte en cada instante.

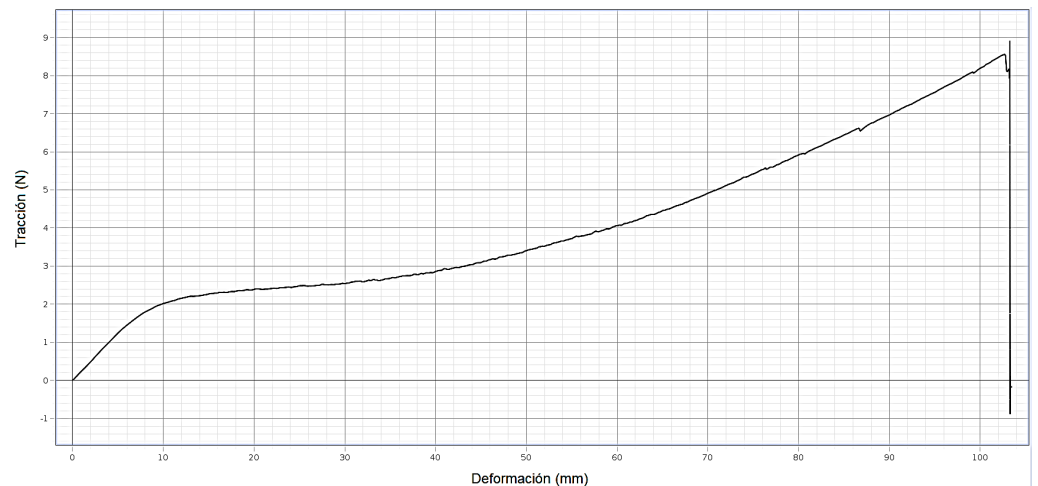
FIGURA 1. Montaje experimental de tracción del resorte de nitinol en la máquina de ensayo. Fuente: elaboración propia.



Resultados

La curva tracción-deformación del resorte producida por la máquina de ensayo de tracción muestra un comportamiento lineal hasta un valor de tracción aproximado de 1 N (100 gf). El módulo de elasticidad es de 0,255 N/mm (26 gf/mm), significando que, para elongar el resorte 1 mm se precisa aplicar 0,255 N. A partir de allí se comporta de manera plástica hasta alcanzar el punto de fractura a los 8 N (815 gf) (FIGURA 2).

FIGURA 2. Curva tracción vs deformación del resorte helicoidal de nitinol.



El límite elástico o punto de vencimiento fue de 3,84 mm, mientras que el límite de fractura se alcanza después de 100 mm de estiramiento. Esto indica que el resorte es muy poco resiliente (tiene poca capacidad de resistir la de-

formación elástica) pero bastante tenaz (resiste bastante bien la deformación elástica)⁷. En efecto, su resiliencia es de 4,23 J y su tenacidad de 419,94 J. En otras palabras, el resorte solo puede estirarse hasta el 10% de su deformación máxima y todavía recuperar su forma inicial.

Lo anterior significa que el resorte de nitinol tiene “memoria de la forma” ante un esfuerzo de tracción hasta una carga de 100 gf, es decir, recuperará su forma siempre que la fuerza de apertura de espacios no supere este valor⁸. Este comportamiento mecánico del resorte concuerda con lo encontrado en trabajos previos^{3,5,9}. Sin embargo, en estos trabajos no se ofrecieron una gran cantidad de datos de caracterización biomecánica (módulo de elasticidad, tenacidad, resiliencia, límite elástico y punto de vencimiento) como en este. Por otra parte, una ventaja peculiar del nitinol es que sus características biomecánicas se asemejan a las de los tejidos del cuerpo humano¹⁰ la ruptura del tracto digestivo y las fístulas digestivas son condiciones que ponen en riesgo la vida y que por lo general son tratadas quirúrgicamente. Ahora, ha surgido la colocación de stents metálicos parcial o totalmente cubiertos como una opción de manejo con mínima invasión. Se pretende determinar la efectividad clínica de un nuevo diseño de stent de nitinol totalmente cubierto para el tratamiento de las perforaciones digestivas y las fístulas anastomóticas, con especial énfasis en la evaluación de la hiperplasia reactiva. Métodos: en el período 2012-2013 se colocó un stent de nitinol autoexpandible totalmente cubierto en 15 pacientes con perforaciones benignas de esófago, fístulas anastomóticas, estenosis después de cirugía gastrointestinal alta o baja. Se utilizó un stent de mayor diámetro en su centro (20 mm, haciéndolo mecánico-compatible y, por tanto, de mayor preferencia clínica.

Conclusión

El resorte cerrado de nitinol mostró una alta tenacidad y baja resistencia, cuya fuerza de tracción ortodóntica no debe sobrepasar los 100 gf a fin de no causar una deformación permanente. Su bajo módulo de elasticidad (26 gf/mm) lo hace indicado para tratamientos ortodónticos, sin embargo, su efectividad dependerá de la resistencia de los dientes que pretendan ser espaciados. Por su comportamiento mecánico similar al de las estructuras humanas parece tener ventajas mecánicas y de integración biológica que otros de materiales distintos (acero inoxidable, níquel-cobalto y demás aleaciones).

Agradecimientos

Al Ingeniero Rafael José Campo-Campo por la ayuda prestada en la realización del ensayo. AMDG.

Referencias

1. Upadhyay M, Nanda R. Biomechanics in orthodontics. En: Nanda R, editor. Esthetics and biomechanics in orthodontics [Internet]. 2.a ed. Saint Louis: Elsevier; 2015. p. 74-90. Disponible en: <https://acortar.link/ilkyEK>
2. Alvarez Moreno E, Alzate Valencia E, Santiago Giraldo Diaz CS, Suraz Zuñiga A, Uribe Trespacios M, Uribe Restrepo GA, et al. Cierre de Espacios en Ortodoncia en Casos de Extracción. Artículo de Revisión. CES Odontología. 2015. p. 1-17.
3. Agarwal DK, Razdan A, Agarwal A, Bhattacharya P, Gupta A, Kapoor D. A Comparative Study of Orthodontic Coil Springs. Singh G, editor. J Indian Orthod Soc [Internet]. septiembre de 2011;45:160-8. Disponible en: http://www.jaypeejournals.com/eJournals/ShowText.aspx?ID=2590&Type=PAID&TYP=TOP&IN=_eJournals/The Journal of Indian Orthodontic Society.jpg&IID=206&AID=23&Year=2011&isPDF=YES
4. Weiland F. External root resorptions and orthodontic forces: correlations and clinical consequences. Prog Orthod [Internet]. 2006;7(2):156-63. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17143343/>
5. Von Fraunhofer JA, Bonds PW, Johnson BE. Force generation by orthodontic coil springs. Angle Orthod [Internet]. 1993;63(2):145-8. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8498703>
6. Prado T, Guilherme Neves J, Correr-Sobrinho L, Carmo Menezes C, Cherubini Venezian G, Bortolazzo Correr A, et al. Evaluation of the force degradation and deformation of the open-closed and open springs of NiTi: An in vitro study. Int Orthod [Internet]. diciembre de 2020;18(4):801-8. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1761722720300656>
7. Guede D, González P, Caeiro JR. Biomecánica y hueso (I): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos. Rev Osteoporos y Metab Miner [Internet]. marzo de 2013;5(1):43-50. Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1889-836X2013000100008&lng=en&nrm=iso&tlng=en
8. Arango-Santander S, Ramírez-Vega C. Titanio: aspectos del material para uso en ortodoncia. Rev Nac Odontol [Internet]. 7 de junio de 2016;12(23):63-71. Disponible en: <https://revistas.ucc.edu.co/index.php/od/article/view/1423>
9. Gómez-López A, Díaz del Castillo-Rodríguez F. Nitinol un biomaterial con memoria de forma [Internet]. Facultad de estudios superiores Cuautitlan. Cuautitlan, MX; 2011. Disponible en: http://olimpia.cuautitlan2.unam.mx/pagina_ingenieria/mecanica/mat/mat_mec/m6/Nitinol_un_biomaterial.pdf
10. Castaño R, Alvarez O, Lopera J, Ruiz M, Rojas A, Álvarez A, et al. Desarrollo e implementación de un nuevo diseño de stent de nitinol para el manejo de estenosis y fístulas benignas del tracto digestivo. Rev Colomb Gastroenterol [Internet]. 5 de diciembre de 2016;30(3):261. Disponible en: <https://www.revistagastrocol.com/index.php/rcg/article/view/49>