

Análisis Esfuerzo-Deformación en Arcos NiTi Superelásticos (ensayo de pruebas de tracción)

LE Erika Castillo Carvajal*

LE Laura Zárate Méndez**

MCI Marco Antonio Cruz Gómez***

LE Gabriela García Reyes****

M en C Mauro García Solano M.*****

EO Víctor Hernández Vidal*****

*Residente del segundo año de la Maestría en Ortodoncia, F.E.B.U.A.P.

**Residente del segundo año de la Maestría en Ortodoncia, F.E.B.U.A.P.

***Catedrático de la Facultad de Ingeniería, B.U.A.P.

Autores responsables.

****Residente del segundo Año de la Maestría en Ortodoncia, F.E.B.U.A.P.

*****Catedrático, F.E.B.U.A.P.

*****Catedrático, F.E.B.U.A.P.

- Castillo, C.E., Zárate, M.L., Cruz, G.M.A., García, R.G., García, S.M., Hernández, V.V. Análisis Esfuerzo-Deformación en Arcos NiTi Superelásticos (ensayo a pruebas de tracción). Oral Año 11 Núm. 34. 2010.

597-600

Descriptor: arcos ortodónticos, tracción, esfuerzo diagrama de deformación

Keyword: orthodontics wires, traction, effort deformation-diagram

resumen

Introducción: Los arcos de NiTi han revolucionado los tratamientos de ortodoncia, debido a esto es necesario el análisis de sus propiedades de superelasticidad y memoria de forma. El propósito de este estudio fue determinar las características del Diagrama Esfuerzo-Deformación en arcos NiTi superelásticos redondos de calibre 0.014" (n=20). **Materiales y métodos:** dos marcas comerciales se incluyeron en la muestra, 10 arcos de la marca GAC (Grupo A) y 10 arcos de la marca ORMCO (Grupo B). Se sometieron a las pruebas de tracción segmentos de 50 mm de longitud, a una temperatura similar a la cavidad bucal (37°C) y a una velocidad de 2 mm/min de acuerdo a la norma ASTM E8-04, E21-05. La prueba de tracción se efectuó en una máquina Autograph Shimadzu SLFL-100KN. **Resultados:** en el Diagrama Esfuerzo-Deformación se determinó que los valores del análisis estadístico t Student fue de $p > 0.05$ por lo tanto no hubo diferencias significativas entre ambos grupos **Conclusión:** los arcos del Grupo A como los del Grupo B experimentaron propiedades similares.

abstract

Introduction: the NiTi archwires have revolutionized the orthodontic treatments, due to this it is necessary the analysis of their superelastic properties and memory form, the purpose of this study was to determine the characteristics of Effort Deformation-Diagram in NiTi Superelastics round archwires 0.014 inch (n=20). **Materials and methods:** two commercial marks were included in the sample, 10 archwires brand GAC (Group A) and 10 archwires brand ORMCO (Group B). They underwent the tests of traction segments of 50mm of longitude, to a similar temperature to buccal (37°C) cavity and a speed of 2mm/min according to the norm ASTM E8-04, E21-05. The traction test was made in a machine Autograph Shimadzu SLFL-100 KN. **Results:** in the Effort Deformation-Diagram it was determined that the values of the statistical analysis t Student was of $p > 0.05$ therefore didn't have significant differences between both groups. **Conclusion:** the archwires of Group A as those of Group B experienced similar properties.

Introducción

La existencia de arcos de Níquel-Titanio han revolucionado los tratamientos de ortodoncia por lo tanto es necesario conocer sus propiedades físicas. Los porcentajes de la aleación influyen en la elaboración y utilización del mismo, por tal motivo en la práctica diaria es indispensable comprender conceptos como memoria de forma y superelasticidad para su correcto manejo en los tratamientos y así aprovechar las propiedades físicas al máximo. Las características mecánicas de la deformación dentro de su rango elástico (activados) al tratar de recuperar su forma original, produce tensiones sobre las estructuras biológicas. En la estructura ósea se generan procesos de resorción y aposición, lo que promueve el desplazamiento de órganos dentarios a la posición requerida en el tratamiento.

Este estudio tiene como objetivos: determinar los valores en las diferentes zonas características del diagrama esfuerzo-deformación en arcos NiTi superelásticos para uso ortodóncico y determinar cuál de los grupos A y B ofrece mejores propiedades físicas-mecánicas.

Antes de los años cincuenta, se utilizaban aleaciones de

metales preciosos, como el oro, debido a que soportaban las condiciones intraorales, pero presentaban el inconveniente de ser demasiado blandos e incosteables.¹ Posteriormente, apareció una aleación que contenía 18% cromo y un 8% de níquel con base de hierro carbón llamado acero inoxidable.² En 1960 la Naval Ordnance Laboratory en Maryland, EUA utilizó la aleación de Níquel-Titanio (NiTi) y fueron introducidas a la especialidad de ortodoncia por Andreasen y Hillman en 1971.^{3,4,5} La compañía Japonesa Furukawa Electric en 1978 produjo una aleación de Níquel-Titanio a la que denominó Ni-Ti japonés, el cual presentaba memoria de forma y superelasticidad.⁶ Los arcos de Níquel-Titanio son empleados para fases iniciales del tratamiento, es decir para alineación y nivelación de los órganos dentarios debido a sus propiedades de superelasticidad y memoria de forma.

Características de relevancia clínica de los Arcos Superelásticos para ortodoncia

-Superelasticidad (SE): es la propiedad que utiliza el ortodoncista cuando coloca un arco en el slot del bracket el

cual se activa al alcanzar la temperatura de la cavidad bucal. Las propiedades físicas-mecánicas del arco las adquiere durante su fabricación con un tratamiento térmico entre (400° a 500°C) que lo transforma a la estructura cristalina martensítica pero al aplicarle temperaturas entre (600° a 800°C) regresa a su fase austenítica propiciandole el fenómeno de superelasticidad y memoria de forma en arcos NiTi.^{7,8,9}

-Memoria de forma: consiste en la capacidad del material para recordar su forma original tras su deformación plástica cuando se le expone a la temperatura de activación.¹

-Las estructuras cristalinas de la aleación NiTi Cu son: para el Níquel cúbica centrada en las caras, para el Titanio hexagonal compacta y para el Cobre cúbica centrada en las caras.¹⁰ El rango de composición del NiTi tiende a: 55.5% en peso Níquel y 44.5% en peso de Titanio y pequeñas cantidades de adición de Cobre que complementan la aleación para variar la temperatura de transformación martensítica.¹⁰ (Figura 1)

La superelasticidad y memoria de forma no siempre están presentes en todos los arcos, es de gran importancia que el clínico optimice la zona elástica en la fase inicial de los tratamientos de ortodoncia para favorecer la alineación y nivelación dental utilizando las propiedades físicas en clínica durante un tiempo mayor en boca controlando el tratamiento en forma óptima.

La información acerca del comportamiento de estos arcos se basa en el Diagrama Esfuerzo-Deformación que analiza tres zonas: elástica en la cual trabaja el ortodoncista, la plástica que es debida a la carga cíclica de esfuerzos en el material y que va cayendo gradualmente hasta producirse la deformación y al término de esta la zona de ruptura.¹⁰(Figura 2)

Actualmente los arcos de níquel-titanio de tercera, cuarta y quinta generación termosensitivos (activados con calor) han sido comercializados con memoria de forma ofreciendo una gran utilidad clínica.¹¹

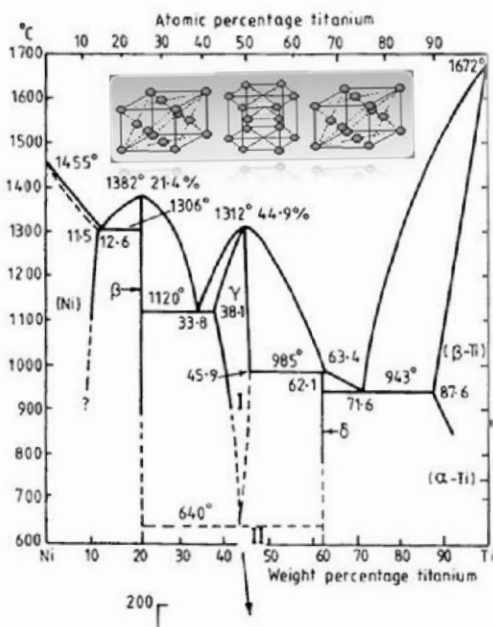


Figura 1

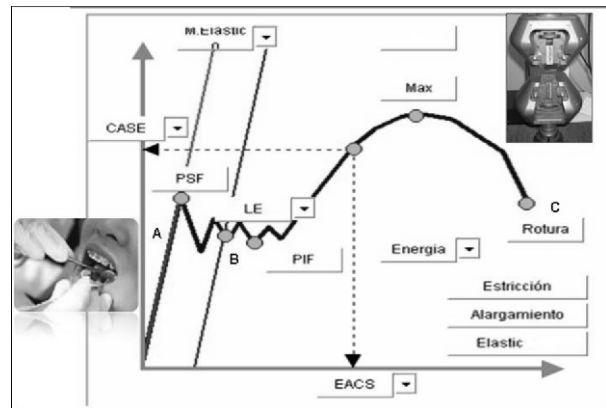


Figura 2

Material y método

La muestra consistió en n=20 arcos de dos casas comerciales NiTi SE redondos de calibre 0.014 de pulgada de Sentalloy GAC (10) como Grupo A y 10 arcos de NiTi Cu ORMCO como Grupo B, SE redondos de calibre 0.014 de pulgada. Dicho ensayo se realizó bajo la norma ASTM E8-04¹², E21-05¹³.

Se diseñaron dispositivos de sujeción (mordazas) para este estudio que cumplieran con las características y condiciones del ensayo y que fueran adaptables a la máquina de tracción Shimadzu modelo SLFL-100KN, que registró los valores máximos y mínimos en las zonas del Diagrama Esfuerzo-deformación (elástica, plástica y ruptura); estos dispositivos de sujeción se hicieron por un mecanizado en acero inoxidable S304, utilizando los programas de CATIA VR518, MASTERCAM X3 y lenguaje máquina de control numérico.



Figura 3



Figura 4

Figura 5

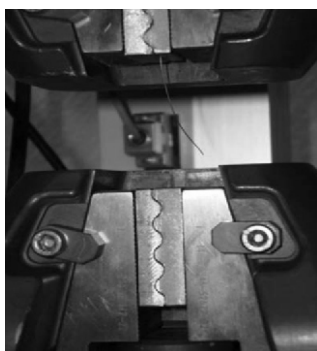


Se adaptó a un caufín un alambre de cobre en forma de "U" por la conductividad térmica del cobre (372 a 401 W/cmK de sección circular de 3mm) y de acuerdo a la sección transversal del conductor desnudo se mantuvo una temperatura constante a 37°C a una distancia de 10 cm. (Figura 6). Se tomó la referencia central del arco, se marcó con un plumón indeleble rojo a 25 mm de cada lado del arco con un vernier digital Mitutoyo Digital IP67. Se colocaron los arcos en mordazas de acero inoxidable S304 que fueron diseñadas para este propósito. A nivel de cada marca se colocaron topes metálicos de calibre 0.014" para la medición de la sección de estudio, los arcos se sujetaron alineados y centrados en las mordazas, se montan las mordazas con la probeta de estudio en los dispositivos de sujeción de la Máquina Autograph Shimadzu de acuerdo a los sistemas de referencia del equipo. Se colocó el caufín para simular la temperatura de la cavidad bucal (37°C) misma que fue medida constantemente con un termómetro láser FLUKE 68 IR Thermometer, al momento de alcanzar dicha temperatura se inicio el software en la computadora de la máquina para la medición de la prueba en el cual se ingresarán los datos tales como la velocidad de 2 mm/min, material (NiTi), su forma (cilíndrica), calibre (0.014"= 0.3556mm), longitud (50 mm) y al momento de la ruptura del arco se obtuvo la medición de las siguientes variables analizadas en el diagrama esfuerzo-deformación.



Figura 6

Figura 7



Máxima carga: carga máxima que puede soportar el alambre (la resistencia máxima a la tracción). Medido en KN.

Ruptura carga: al superar el límite de elasticidad del alambre, este no recuperará su forma original, pero se obtiene una recuperación de utilidad clínica a no ser que se alcance el punto de ruptura. Medido en KN.

Máxima deformación: punto en el que se mide una deformación o límite de elasticidad. Medido en %.

Ruptura desplazamiento: longitud de la trayectoria comprendida entre la posición inicial y la posición final de

un punto del material en el cual ocurre una deformación rígida (mm).

Ruptura esfuerzo: conjunto de fuerzas y momentos estáticamente equivalentes a la distribución de tensiones internas sobre el área donde ocurre una deformación rígida (N/mm²).

Rotura deformación: cambio en el tamaño o forma de un cuerpo debido al aplicación de una o más fuerzas sobre el mismo o la ocurrencia de dilatación térmica produciendo una deformación rígida (%).

Máximo desplazamiento: es la mayor longitud de la trayectoria comprendida entre la posición inicial y la posición final de un punto del material (mm).

Máximo esfuerzo: magnitudes físicas mayores con unidades de fuerza. Sobre áreas utilizadas en el cálculo de piezas prismáticas como vigas o pilares y también en el cálculo de placas y láminas (N/mm²).¹⁴

Resultados

En las figuras 8 y 9 se presentan el concentrado del grupo A y del grupo B donde se observa que el grupo A presentó mayor variación entre ellos y el grupo B tuvo menor variación.

Ensayo a Tracción Grupo A (Sentalloy).

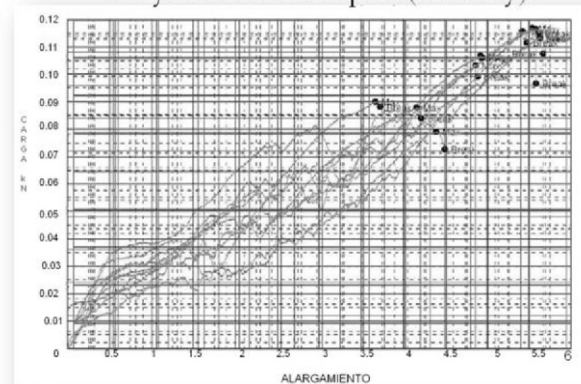


Figura 8

Ensayo a Tracción Grupo B (NiTi Cu)

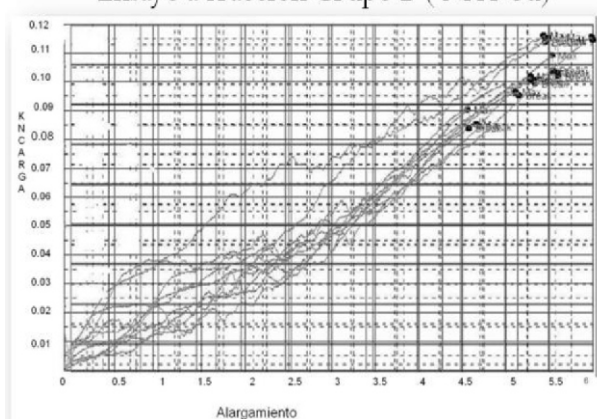


Figura 9

Los arcos del grupo B presentaron valores mayores con respecto a la media y el grupo de arcos que presentó mayor variación estándar fueron los del grupo A en todas las variables. (Tabla 1).

Estadísticos de grupo

	Marca	N	Media	Desviación tip.	Error tip de la media
Carga máxima KN	Gac Ormco	10	.10161 .10335	.13797 .010701	.004363 .003384
Desplazamiento máximo mm	Gac Ormco	10	4.83875 5.38895	.650770 .554254	.205792 .175270
Esfuerzo máximo N/mm2	Gac Ormco	10	1023.105 1040.631	138.921588 107.745369	43.930864 34.072077
Deformación máxima %	Gac Ormco	10	9.67750 10.77790	1.301540 1.108508	.411583 .350541
Carga rotura KN	Gac Ormco	10	.9699 1.0001	.015758 0.10234	.004983 .003236
Desplazamiento rotura mm	Gac Ormco	10	4.88060 5.42060	.637179 .556272	.201494 .175909
Esfuerzo rotura N/mm2	Gac Ormco	10	976.59860 1006.994	158.665554 103.042412	50.174454 32.584872
Deformación rotura %	Gac Ormco	10	9.76120 10.84120	1.274259 1.112543	.402988 .351817

Tabla 1. Descriptivos de variables.

Con el propósito de evaluar la hipótesis de que los arcos 0.014" de la marca B son diferentes a los de la marca A, se llevo a cabo el análisis estadístico t para grupos independientes t(20), $\alpha=0.05$; B=0.80; gl=18, cuya variable de agrupamiento fue la marca del arco que distingue entre B y A, la prueba evalúa si existen diferencias significativas entre los valores medios de cada una de las variables de la tabla, en la que podemos observar que no existen diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las variables medidas de los grupos evaluados. (Tabla 2).

		Prueba T para la igualdad de medias.					
		t	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error tip. de la diferencia	95 % intervalo de confianza para la diferencia	
						Inferior	Superior
Carga Máxima KN	Se han asumido varianzas iguales.	-.315	.758	-.001741	.005522	-.013341	.009859
	No se han asumido varianzas						
Desplazamiento Máximo mm	Se han asumido varianzas iguales.	-2.035	.057	-.550200	.270314	-1.118110	.017710
	No se han asumido varianzas						
Esfuerzo Máximo N/mm	Se han asumido varianzas iguales.	-.315	.756	-17.526000	55.595209	-134.327	99.275199
	No se han asumido varianzas						
Deformación Máxima %	Se han asumido varianzas iguales.	-2.035	.057	-1.100400	.540629	-2.236219	.035419
	No se han asumido varianzas						
Carga Rotura KN	Se han asumido varianzas iguales.	-.508	.617	-.003021	.005942	-.015504	.009462
	No se han asumido varianzas						
Desplazamiento Rotura mm	Se han asumido varianzas iguales.	-2.019	.059	-.540000	.267476	-1.101947	.021947
	No se han asumido varianzas						
Esfuerzo Rotura N/mm2	Se han asumido varianzas iguales.	-.508	.618	-30.395100	59.826831	-156.087	95.296407
	No se han asumido varianzas						
Deformación Rotura %	Se han asumido varianzas iguales.	-2.019	.059	-1.080000	.534953	-2.203894	.043894
	No se han asumido varianzas						

Tabla 2. t(20), $\alpha=0.05$.

Con los resultados anteriores llegamos a la conclusión de que no podemos rechazar la hipótesis nula de no diferencia entre grupos.

Análisis estadístico

Los resultados obtenidos se analizaron estadísticamente mediante el programa SPSS versión 15 para identificar diferencias en los datos obtenidos.

Discusión

Lynn Hurst y cols 1990 mostraron que los arcos NiTi SE recobran su forma en un 89-94% este porcentaje de recuperación coincide con los resultados de este estudio los

cuales mostraron una recuperación de forma de 90.3 % de los arcos del grupo A y un 89.2% de los arcos del Grupo B.¹⁵ El grupo B tiene menor variación con respecto a su deformación por ello aunque sacrifica un poco de recuperación de forma otorga movimientos dentarios controlados. Miura y cols han mostrado que la superelasticidad del NiTi japonés permite liberar fuerzas constantes por un largo período.⁶ Para la máxima recuperación de forma, la cantidad de deformación plástica queda dentro del 8% de la longitud original.¹⁶ Buehler y Cross, Andreasen y Brady indican que la recuperación de forma del NiTi fue del 100%. Estos autores, sin embargo, no verifican este fenómeno con el uso de un método científico.^{17,18} El recobrar la forma de cerca del 90% presentan un potencial para el uso clínico como fue sugerido por Andreasen y Brady.¹⁹

Conclusión

Para la fase inicial de tratamiento de ortodoncia de acuerdo al presente estudio, se determinó que los arcos de 0.014" redondos de los Grupos A y B son semejantes debido a que experimentaron valores estadísticamente no significativos en la cantidad de esfuerzo-deformación en las tres zonas y una controlabilidad similar sobre sus variaciones. Por lo que permite al ortodoncista aplicar fuerzas ligeras y constantes para que los movimientos dentarios sean en forma uniforme durante las primeras semanas del tratamiento, permitiendo una resorción y aposición ósea fisiológicamente óptima.

Bibliografía

- 1.-Proffit, R William. Ortodoncia Contemporánea Teoría y Práctica, Madrid, Editorial Harcourt, España 2001, p.p. 11,328.
- 2.- Philips. La Ciencia de los Materiales Dentales. p.p. 675.
- 3.-Andreasen y Hillman en 1971. Andreasen, G.F., Morrow, R.E. Laboratory and clinical analices of nitinol wire Am J Orthod 73 142-151,1978.
- 4.-Burstone, C.J., Cum, B.I., Morton, J. Chinese NiTi wire a new orthodontic alloy Am J Orthod and Dentofac. Orthop. 87-445-452,1985.
- 5.-Teramoto, Ohara Alberto. Revista Práctica Odontológica. 16 (2) 1995, p.p.7-13.
- 6.-Miura, Mogi, Ohura and Hamanaka. Superelastic Property Of Japanese NITI Am J Orthod and Dentofac. Orthop. 1986 Jul p.p. 1-10.
- 7.-Silvia de la Flor. Aleaciones con memoria de forma p.p. 41,42.
- 8.-Jonas Klemas, V. Materiales inteligentes aleaciones metálicas y polímeros con memoria de forma p.p. 17.
- 9.-K. Chen. MATE 375 S 2004.
- 10.-William D. Callister Jr. Materials science and engineering an introduction sexta edición ed. John Wiley 2003 p.p. 277.
- 11.-Evans,T.J., Durning, P. 1996, orthodontic product update. British Jorunal Of Orthodontics. 23;269-275.
- 12.-ASTM E8-04 Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials. An American National Standard United States.Julio 2007.
- 13.-ASTM E21-05 Standard Test Methods for Elevated Temperature Tension Tests of Metallic Materials. An American National Standard United States. Julio 2007.
- 14.-Manual de tracción definición de variables.
- 15.-Hurst, Duncanson, Nanda y Angolkar Shape memory phenomenon of niti wires AJO-DO 1990 JUL 72-76.
- 16.-Wagner, H.J., Jackson, C.M. What can you do with that "memory alloy. Materials Eng 1969;70:28.
- 17.-Buehler, W.J., Cross, W.B. SS-Nitinol unique wire alloy with a memory. Wire J 1969;2:41-9.
- 18.-Andreasen, G.F. A clinical trial of alignment of teeth using a 0.019 inch thermal nitinol wire with a transition temperature range between 31 and 45 degrees C. AM J ORTHOD 1980;78:528-37.
- 19.-Andreasen. G.F., Brady, P.R.A. A use hypothesis for 55 nitinol wire for orthodontics. Angle Orthod 1972;42:172-7.