

# Análisis ángulo deformación-torque en arcos NiTi superelásticos (ensayo a prueba de torsión)

Erika Castillo Carvajal\*

Laura Zárate Méndez\*\*

Lizzy Nava Porras\*\*\*

M.C.I. Marco Antonio Cruz Gómez\*\*\*\*

M en C Mauro García Solano\*\*\*\*\*

E.O. Víctor Hernández Vidal\*\*\*\*\*

\*Residente del segundo año de la maestría en Ortodoncia, EE.B.U.A.P.

\*\*Residente del segundo año de la maestría en Ortodoncia, EE.B.U.A.P.

Autoras responsables

\*\*\*Residente del segundo año de la maestría en Ortodoncia, EE.B.U.A.P.

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

\*\*Catedrático, EE.B.U.A.P.

\*\*\*\*Catedrático, EE.B.U.A.P.

Castillo, C.E., Zárate, M.L., Nava, P.L., Cruz, G.M.A., García, S.M., Hernández, V.V. Análisis Ángulo deformación-torque en arcos NiTi superelásticos (ensayo a prueba de torsión) Oral Año 10. Núm. 32. 2009. 548-551

Descriptor: arcos ortodóncicos, torsión, ángulo deformación-torque, diagrama

Keyword: Orthodontics wires, torsion, angle deformation-torque diagram

## resumen

**Introducción:** Los arcos de Níquel Titanio han revolucionado los tratamientos de ortodoncia por lo que es necesario conocer sus propiedades de superelasticidad y memoria de forma. El propósito del presente estudio fue investigar las diferentes características del Diagrama Ángulo Deformación-Torque de acuerdo a la normatividad ASTM E8-04, E21-05. **Materiales y métodos:** arcos NiTi superelásticos redondos de 0.014 pulgadas (n=10 arcos Sentalloy de GAC como grupo A y n=10 arcos NiTi Cu de ORMCO como grupo B) a prueba de torsión con una longitud de probeta de 5mm que es la distancia interbracket promedio, a una temperatura de 37°C para simular la temperatura de la cavidad bucal. La prueba de torsión se realizó en el Torsiómetro Digital SM1 MK II TQ el cual registró los grados de rotación y torque en las cuales se analizaron la zona: elástica, plástica y de ruptura. **Resultados:** En el estudio del Diagrama Ángulo Deformación-Torque se determinó por medio del análisis estadístico t student fue de  $p > 0.05$  por lo tanto no hubo diferencias significativas entre ambos grupos. **Conclusión:** los arcos tanto del grupo A como del B experimentaron propiedades similares de acuerdo al presente estudio.

## Introducción

Actualmente se utilizan además del acero inoxidable otros tipos de aleaciones debido a las exigencias a que están sometidos los tratamientos ortodóncicos, por el hecho de permanecer en la boca durante un período de tiempo que corresponde entre cita y cita del tratamiento determinado por el ortodoncista donde los arcos son expuestos a deformaciones en ambientes corrosivos propios de la cavidad bucal. Las aleaciones de los arcos requieren de un material que tenga propiedades biológicas, físicas y mecánicas que les permitan ser eficaces en el tratamiento y conservar éstas durante el período de uso. En años recientes, la existencia de arcos de níquel titanio han evolucionado los tratamientos de ortodoncia por lo tanto es necesario conocer sus propiedades físicas y composición, las cuales dependen directamente de su proceso de manufactura y la calidad del mismo. El ortodoncista en su práctica diaria es indispensable que comprenda conceptos como memoria de forma y de superelasticidad para su correcto manejo en los tratamientos y así aprovecharlos al máximo en la optimización de los tratamientos.

Este estudio de investigación tiene como objetivos: determinar las diferentes zonas características del

## abstract

**Introduction:** The archwires of nickel titanium have revolutionized the orthodontics treatments for what is necessary to know their superelasticity properties and form memory. The purpose of the present study it was to investigate the different characteristics of the Angle Deformation-Torque Diagram according to the norm ASTM E8-04, E21-05. **Materials and methods:** archwires NiTi round Superelásticos of 0.014 inches (n=10 archwires Sentalloy of GAC like group A and n=10 archwires NiTi Cu of ORMCO like group B) on approval torsion with a longitude of test tube of 5mm that is the distance interbracket average, to a temperature of 37°C to simulate the temperature of the buccal cavity. The torsion test was carried out in Digital Torsiometer SM1 MK II TQ which registered the rotation grades and torque in which were analyzed the area: elastic, plastic and of rupture. **Results:** In the study of the Diagram Angle Deformation-Torque it was determined by means of the statistical analysis t student it was of  $p > 0.05$  therefore didn't have significant differences between both groups. **Conclusion:** the so much arches of the group A as of B they experienced similar properties according to the present study

diagrama Ángulo-Deformación en arcos NiTi Superelásticos para uso ortodóncico y determinar cuál de los grupos A y B ofrece mejores propiedades físicas-mecánicas.

La primera de las aleaciones de Níquel-Titanio fue comercializada con el nombre de Nitinol (Unitek Corp), siendo desarrollada para los programas espaciales (Ni, níquel; Ti, titanio, NOL, Naval Ordnance Laboratory), ésta aleación ha demostrado su utilidad clínica en ortodoncia por su extraordinaria elasticidad.<sup>1</sup> Dicha aleación tuvo su origen a principios de 1960 por el investigador metalúrgico Williams F. Buehler, Gilfrick y Wiley. En 1960, Andreasen sugirió por primera vez su uso para realizar movimientos dentarios.<sup>2</sup> La compañía Japonesa Furukawa Electric en 1978 produjo un nuevo tipo de aleación de níquel-titanio a la que denominó Ni-Ti Japonés, el cual presentaba buen efecto de rebote, memoria de forma y sobre todo una nueva propiedad denominada superelasticidad.<sup>2,3</sup> A finales de 1980, aparecieron nuevos alambres de níquel-titanio con una estructura granular austenítica activa. Estos alambres presentan la otra propiedad

especial de las aleaciones NiTi, la superelasticidad, que se manifiesta por una gran deformabilidad reversible y una curva de fuerza-desviación o tensión-deformación no elástica.<sup>1</sup> Actualmente los arcos de níquel-titanio de tercera, cuarta y quinta generación termoactivos (activados con calor) han sido comercializados con memoria de forma ofreciendo una gran utilidad clínica.<sup>4</sup>

Las aleaciones de níquel titanio presentan un módulo de elasticidad muy bajo, considerando el rango elástico de liberación de la fuerza, por lo tanto estas aleaciones proveen al ortodoncista esta única ventaja comparada con el acero inoxidable, cobalto-cromo-níquel, y beta titanio.<sup>5</sup>

El Nitinol para su uso ortodóncico se presenta en una forma martensítica estabilizada, por lo tanto es excepcionalmente elástico y bastante resistente pero poco moldeable.<sup>6</sup>

### Características de relevancia clínica de los arcos para ortodoncia:

El Nitinol presenta tres características: 1)rebote (rango de activación del arco), 2)rigidez (la fuerza o momento producido por cada unidad de activación) y; 3)momento máximo (un doblez largo cupla que el alambre es capaz de liberar.<sup>2,3</sup>

La superelasticidad consiste en que, a una temperatura constante cercana a la temperatura oral (37°C), se produce una transformación del alambre de la fase austenítica a la martensítica (400° a 500°C) al aumentar la fuerza aplicada. La transformación puede ser inversa al disminuir la tensión lo cual hará que el alambre recobre su forma original sin producirse deformación permanente, debido a su capacidad de regresar a la fase austenítica (600° a 800°) dentro de un margen dado de temperatura.<sup>7</sup>

La memoria de forma consiste en la capacidad del material para recordar su forma original tras su deformación plástica mientras se encuentra en la forma martensítica. (Para este estudio de 37°C para simular temperatura de la cavidad bucal).<sup>1,7</sup>

En muchas situaciones clínicas, los alambres ortodóncicos se deforman superando su límite elástico. Por consiguiente, sus propiedades de recuperación en la parte de la curva de carga-desviación entre el límite elástico y la resistencia final tienen gran importancia de cara a su rendimiento clínico.<sup>8</sup>

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.<sup>10</sup> 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.<sup>9,10</sup>

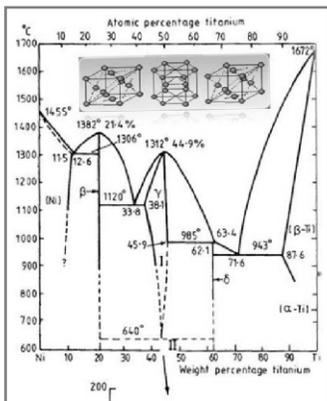


Figura 1. Diagrama de Fases de NiTi Cu

La información acerca del comportamiento de estos arcos se basa en la prueba de Ángulo Deformación-Torque el cual analiza tres zonas: *elástica* en la cual trabaja el ortodoncista, la *plástica* que es debido a la carga cíclica de esfuerzos en el material y que va cayendo gradualmente hasta producirse la deformación y al termino de ésta, la zona de *ruptura*.<sup>11</sup>

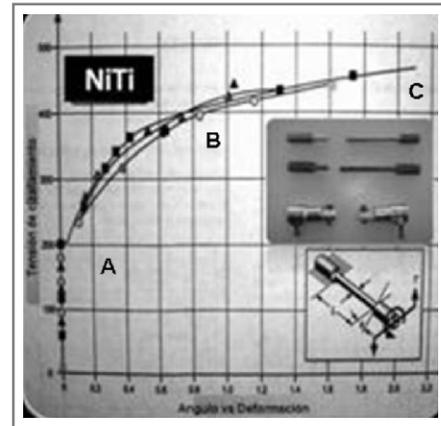


Figura 2. Diagrama Ángulo Deformación-Torque A) zona elástica (zona donde trabaja el ortodoncista), B) zona plástica y C) zona de ruptura

La superelasticidad y memoria de forma no siempre están presentes en todos los arcos, es de gran importancia que el clínico optimice su zona elástica en la fase inicial de los tratamientos de ortodoncia para favorecer la alineación y nivelación dental utilizando sus propiedades físicas en clínica durante un tiempo mayor en boca controlando el tratamiento en forma óptima, por lo cual los arcos NiTi SE ofrecen ventajas que son aprovechadas para los tratamientos.

### Material y método

La muestra consistió en n=20 arcos de dos casas comerciales: 10 arcos de NiTi SE redondos de calibre 0.014 de pulgada del Grupo A (Sentalloy GAC) y 10 arcos del Grupo B (NiTi Cu ORMCO) SE redondos de calibre 0.014 de pulgada. Dicho ensayo se realizó con la norma ASTM E8-04, E21-05.12,13

Se diseñó un sistema de mordazas para este estudio que cumplieran con las características y condiciones del ensayo y que fueran adaptables a la máquina de torsión utilizando un equipo de metrología de torque para el estudio de torsión ya que provee exactitud y censado de las medidas del momento del doblez y la deflexión angular: Torsiómetro digital modelo SM1 MK II TQ la cual registró los valores máximos y mínimos en las zonas del Diagrama Ángulo-Deformación (elástica, plástica y ruptura). Estos dispositivos de sujeción (mordazas) se hicieron por un mecanizado en control numérico en varilla hexagonal de 1/2 pulgada de latón, el cual se sujetaba al arco por medio de tuercas para evitar el desplazamiento y rotación del arco.<sup>14</sup>

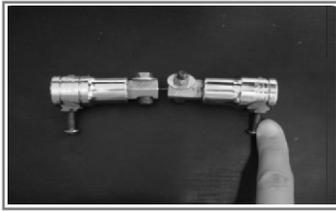


Figura 3. Mordazas de adaptación

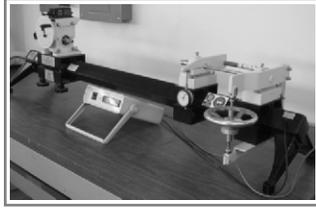


Figura 4. Torsiómetro Digital SM1

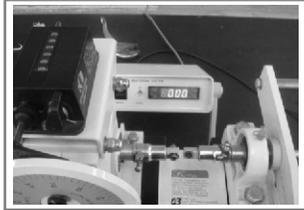


Figura 5. Ensayo a prueba de torsión

Se adaptó a un caudín un alambre de cobre en forma de "U" que al tomar en cuenta la conductividad térmica del cobre y de acuerdo a la sección transversal del conductor desnudo mantuvo una temperatura constante a 37°C a una distancia de 10cm. Con una conductividad térmica del alambre de Cu de 372 a 401 W/cmK de sección circular de 3mm.<sup>10,15</sup>

Se tomó la referencia central del arco, se marcó con un plumón indeleble rojo 5mm el arco distancia interbracket promedio con un vernier digital (Mitutoyo). Se colocaron los arcos en las mordazas de latón que fueron diseñadas para este estudio. Se montaron las mordazas con la probeta de estudio en los dispositivos de sujeción del Torsiómetro Digital SM1 MK II TQ de acuerdo a los sistemas de referencia del equipo.<sup>16</sup>

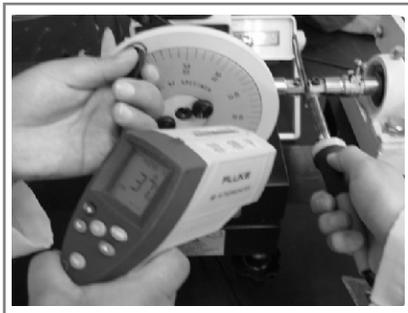


Figura 6. Registro de la temperatura constante (37° C) con termómetro láser FLUKE 68 IR

Se colocó el caudín para propiciar la temperatura de la cavidad bucal (37°C) la cual fue medida constantemente con un termómetro láser, al momento de alcanzar dicha temperatura se inició la prueba en la cual se registraron los datos tales como material (NiTi), su forma (cilíndrica), calibre (0.014"=0.3556mm), longitud (5mm) y al momento de la ruptura del arco podremos obtener las siguientes variables analizadas

en el diagrama Ángulo Deformación-Torque:Número y grados de vueltas y Torque (Ncm). FIG. 6.

## Resultados

En la figura 7 y 8 se observa el concentrado de las 20 pruebas de los grupos en comparación donde se observa que el grupo B presentó menor variación intragrupo y el grupo A tuvo mayor variación. Los arcos del grupo B presentaron valores mayores con respecto a la media y a la desviación estándar en todas las variables. (Ver tabla 1: página siguiente)

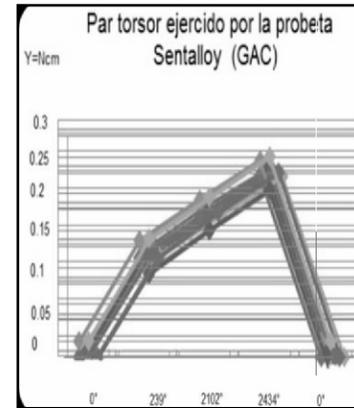


Figura 7. Concentrado de los 10 arcos del Grupo A. Se observa su comportamiento y variación entre ellos

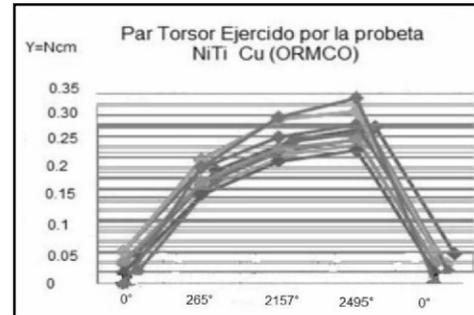


Figura 8. Concentrado de los 10 arcos del Grupo B. Se aprecia su comportamiento y variación entre ellos

Con el propósito de evaluar la hipótesis de que los arcos =.014" de la marca B son diferentes a los de la marca A se llevo acabo 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 A y B, la prueba evalúa si existen diferencias significativas entre los valores medios de cada una de las variables, en la que podemos observar que no existen diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las variables medidas de los grupos evaluados. (Ver tabla 2: página siguiente)

## Análisis estadístico

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

## Estadísticos de grupo

	Marca	N	Media	Desviación típ	Error típ de la media
Número de vueltas a la probeta 1	Gac	10	.66440	.016534	.005229
	Ormco	10	.73480	.010748	.003399
Número de vueltas a la probeta 2	Gac	10	5.83940	.078497	.024823
	Ormco	10	5.99060	.067498	.021345
Número de vueltas a la probeta 3	Gac	10	6.76090	.103284	.032661
	Ormco	10	6.92850	.039700	.012554
Grado de rotación manivela X1	Gac	10	239.30000	5.926400	1.874092
	Ormco	10	264.70000	3.831159	1.211519
Grado de rotación manivela X2	Gac	10	2102.300	28.237288	8.929415
	Ormco	10	2156.800	24.289001	7.680856
Grado de rotación manivela X3	Gac	10	2434.100	37.212453	11.767611
	Ormco	10	2494.500	14.261448	4.509866
Par torsor 1	Gac	10	.13631	.002003	.000633
	Ormco	10	.18899	.005017	.001586
Par torsor 2	Gac	10	.19358	.002209	.000699
	Ormco	10	.26665	.003437	.001087
Par torsor 3	Gac	10	.24747	.002358	.000746
	Ormco	10	.28978	.005324	.001684

Tabla 1. Descriptivos de las variables

## Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig	t	gl	Sig (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ de la diferencia	95% intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
Número de vueltas a la probeta 1	Se han asumido varianzas iguales	1.070	.315	-11.289	18	.000	-.070400	.006236	-.083502	-.057298
	No se han asumido varianzas iguales			-11.289	15.453	.000	-.070400	.006236	-.083658	-.057142
Número de vueltas a la probeta 2	Se han asumido varianzas iguales	.653	.430	-4.618	18	.000	-.151200	.032738	-.219980	-.082420
	No se han asumido varianzas iguales			-4.618	17.605	.000	-.151200	.032738	-.220091	-.082309
Número de vueltas a la probeta 3	Se han asumido varianzas iguales	16.688	.001	-4.790	18	.000	-.167600	.034991	-.241113	-.094087
	No se han asumido varianzas iguales			-4.790	11.603	.000	-.167600	.034991	-.244130	-.091070
Grado de rotación manivela X1	Se han asumido varianzas iguales	1.103	.308	-11.382	18	.000	-25.400000	2.231591	-30.0884	-20.7116
	No se han asumido varianzas iguales			-11.382	15.404	.000	-25.400000	2.231591	-30.1457	-20.6543
Grado de rotación manivela X2	Se han asumido varianzas iguales	.652	.430	-4.627	18	.000	-54.500000	11.778370	-79.2454	-29.7546
	No se han asumido varianzas iguales			-4.627	17.607	.000	-54.500000	11.778370	-79.2851	-29.7149
Grado de rotación manivela X3	Se han asumido varianzas iguales	16.724	.001	-4.793	18	.000	-60.400000	12.602204	-86.8762	-33.9238
	No se han asumido varianzas iguales			-4.793	11.588	.000	-60.400000	12.602204	-87.9665	-32.8335
Par torsor 1	Se han asumido varianzas iguales	4.082	.058	-30.840	18	.000	-.052680	.0011708	-.056269	-.049091
	No se han asumido varianzas iguales			-30.840	11.799	.000	-.052680	.0011708	-.056409	-.048951
Par torsor 2	Se han asumido varianzas iguales	6.161	.023	-56.554	18	.000	-.073070	.001292	-.075784	-.070356
	No se han asumido varianzas iguales			-56.554	15.354	.000	-.073070	.001292	-.075818	-.070322
Par torsor 3	Se han asumido varianzas iguales	4.230	.055	-22.977	18	.000	-.042310	.001841	-.046179	-.038441
	No se han asumido varianzas iguales			-22.977	12.401	.000	-.042310	.001841	-.046308	-.038312

Tabla 2. T(20)  $\alpha=0.05$   $\beta$  (80%)

## Bibliografía

- 1.-Proffit, R. William. Ortodoncia contemporánea teoría y práctica. Ma-dríd, Editorial Harcourt, España 2001, p.p. 11,328.
- 2.-Teramoto Ohara, Alberto. Revista Práctica Odontológica. 16(2) 1995, p.p. 7-13.
- 3.-Miura, Magi, Ohura and Hamanaka. Superelastic property of japanese NiTi. Am J Orthod and Dentofac. Orthop. 1986 Jul p.p. 1-10.
- 4.-Ver referencia de Revista Oral Art. BUAP.
- 5.-Brusola, Jose Antonio. Ortodoncia Clínica Canut. Ed. Masson Salvat Barcelona 1992, p.p. 262-268.
- 6.-Philips. La ciencia de los materiales dentales. p.p. 675.
- 8.-
- 7.-Silvia de la Flor. Aleaciones con memoria de forma. P.p. 41,42.
- 9.-William D. Callister Jr. Materials science and engineering an introduction. Sexta edición. Ed. John Wiley, 2003. p.p. 277.
- 10.-Margherita Santoro., Olivier, F., Nicolay y Thomas J. Cangialosi Pseudoelasticity and Thermoelasticity of Nickel-titanium alloys: Aclini-cally oriented review. Part I y II: Temperature Transitional ranges. Am J Orthod and

## Discusión

Evans Tj, Jones. 1998 publica que los arcos SE pueden mantener una deformación angular de 0° a 70° expresando una elasticidad lineal. Nuestro estudio de torsión revela que Sentalloy (GAC) en la zona elástica se comporta en forma lineal de 0° a 239° en promedio, mientras que el NiTi Cu (ORMCO) experimenta ésta linealidad elástica entre los rangos promedio de 0° a 265° permitiendo eficientemente la alineación y nivelación.<sup>17</sup>

## 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.

Dentofac. Orthop. Junio 2001, p.p. 587-602.

- 11.-Wagner, H.J., Jackson, C.M. What can you do with that "memory Alloy." Materials Eng, 1969;70:28.
- 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.-Precision Test Specimens Manual SM1 MK II digital TQ Education and Training Ltd.
- 15.-Mauricio Tatsuei Sakima, Michel Dalstra y Birte Melsen. How does temperature influence the properties of rectangular nickel titanium wires? European Journal of Orthodontics 28 (2006) 282-291.
- 16.-Julio de A., Gurgel, Stephen Kerr, John M. Powers y Vance LeCrone. Force-deflection properties of superelastic nickel titanium archwires. Am J Orthod and Dentofac. Orthop. Vol. 120 Num. 4 Octubre 2001, p.p. 378-382.
- 17.-Evans, Tj, Jones. Clinical comparison and performance perspective of three aligning arch wires. AJO-DO 1998.