



Importancia clínica del punto austenítico final en la selección de las aleaciones de níquel-titanio para su aplicación en arcos utilizados en Ortodoncia

Clinical importance of austenitic final point in the selection of nickel-titanium alloys for application in orthodontic-use arches

Alberto Teramoto Ohara*

RESUMEN

Existe en el mercado una gran cantidad de alambres de aleaciones de níquel-titanio; sin embargo, no todos poseen las características ideales de memoria de forma y superelasticidad para ser utilizados en ortodoncia. El objetivo de este estudio fue encontrar la temperatura austenítica final de estos arcos con la finalidad de determinar la fase de transformación para su mejor uso clínico en Ortodoncia. **Métodos:** Se estudiaron once alambres de níquel-titanio más utilizados en Ortodoncia y se evaluó la fase de transformación utilizando la prueba de calorimetría de barrido diferencial. **Conclusiones:** Este estudio muestra cómo algunos arcos de NiTi en Ortodoncia presentan resultados contrarios a los que promocionan.

ABSTRACT

There are many nickel-titanium alloy wires available in the market. Nevertheless not all of them possess the ideal characteristics of shape memory and super-elasticity to be used in orthodontic treatment. The aim of the present study was to find austenitic final temperature of these archwires so as to determine the transformation phase in order to better use them in orthodontics. **Methods:** Eleven nickel-titanium orthodontic wires were selected. Transformation phase was assessed using differential scanning calorimetry method. **Conclusions:** The present study illustrates how some orthodontic Ni-Ti wires elicit results contrary to those advertised.

Palabras clave: Punto austenítico final, aleaciones de níquel-titanio, fase de transformación, calorimetría de barrido diferencial.
Key words: Austenitic final point, nickel-titanium alloys, phase transformation, differential scanning, calorimetry.

INTRODUCCIÓN

Desde principios de los años 70, Andreasen^{1,2} introdujo el primer arco de níquel-titanio (Ni-Ti) en Ortodoncia, esto fue gracias a William F Buheler^{3,4} quien descubrió esta aleación, este último le dio el nombre genérico de NITINOL, el cual es un acrónimo de los dos elementos más importantes que componen esta aleación que son el níquel (Ni), titanio (Ti) y el término NOL por el laboratorio *Naval de Ordnance en Silver Springs Maryland* EUA donde se descubrió esta aleación.

Las aleaciones de NiTi de acuerdo a Miura⁵⁻⁸ poseen dos propiedades fundamentales que las hacen únicas en ortodoncia, memoria de forma y superelasticidad. La primera de ellas se refiere a la capacidad del material a volver a su forma original mediante fases de transformación en la temperatura, y la segunda a la posibilidad de generar fuerzas constantes por un periodo de tiempo largo, en esta última la tensión es la causante de esta propiedad.

Fases de transformación

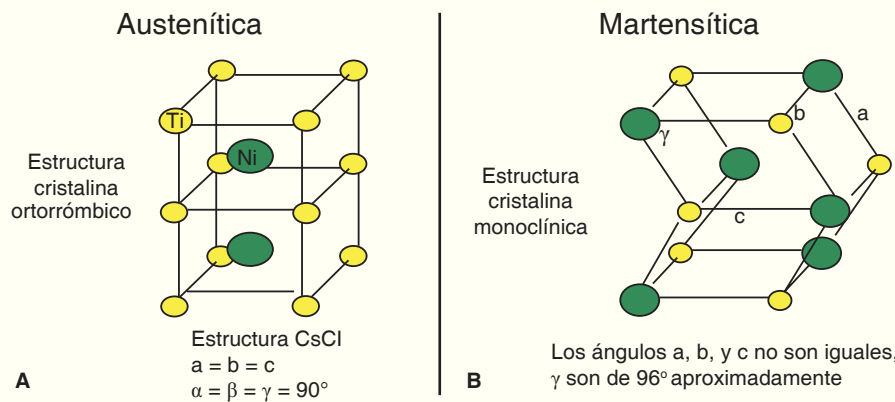
Las características especiales que presentan las aleaciones de NiTi se deben principalmente a las fases de transformación que éstas presentan, la primera es la fase de temperatura alta conocida como fase austenítica y la otra fase de temperatura baja es la fase martensítica (*Figuras 1 A-B*), estas fases no se presentan a una temperatura determinada, en realidad poseen varias temperaturas donde gradualmente se presentan estos cambios, las aleaciones de NiTi poseen tanto en la fase austenítica como martensítica básicamente tres temperaturas: una inicial, pico y final

* Facultad de Ciencias de la Salud. Facultad de Odontología. Departamento de Ortodoncia. Universidad Tecnológica de México.

Recibido: agosto 2015.

Aceptado: octubre 2015.

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



Figuras 1 A-B.

A) Fase austenítica forma del cristal ortorrómbico, los ángulos tienen un ángulo de 90° . **B)** Fase martensítica forma del cristal monoclinica los ángulos se desplazan rompiendo su forma original de 90° .

y dependiendo de la aplicación final que tenga el producto elaborado de esta aleación será importante el determinar la temperatura de transformación, esto se puede apreciar claramente en las gráficas conocidas como termogramas que se generan durante la prueba de calorimetría de barrido diferencial (*Figura 2*). De estas temperaturas la más importante a determinar desde el punto de vista de manufacturación y clínico es la austenítica final (AF), y es ésta la que se considera la más importante, ya que es en esta fase donde la aleación es estable y donde presenta la forma final con la que se ha elaborado para trabajar.

Clasificación de las aleaciones Ni-Ti

Kusy⁹ elaboró una clasificación dividiendo estas aleaciones en Ortodoncia en tres grandes grupos donde una de ellas es pasiva (martensítico pasivo) y dos de ellas son activas (austenítico y martensítico). Todas ellas están compuesta prácticamente por un 50% de Ni y 50% de titanio (con algunas pequeñas variantes en su composición) y presentan la característica única de volver a su forma original (memoria de forma), la diferencia entre ellas se presenta en dos aspectos principalmente, el primero en que las activas sí generan una fuerza constante durante las fases y la segunda diferencia, también entre las activas, radica en la temperatura en la que se genera esta fase de transformación.

La primer aleación que nace en Ortodoncia de acuerdo con Kusy fue la martensítica pasiva, esta aleación sólo posee en nombre y composición la propiedad de memoria de forma, esto debido a que errores en el proceso de manufacturación al estirar el material para darle su forma perdió la capacidad de generar fuerzas continuas manteniendo únicamente la capacidad de volver a su forma original; sin embargo la fuerza que generaban éstas en comparación con otros arcos como el acero inoxidable era 1/5 parte me-

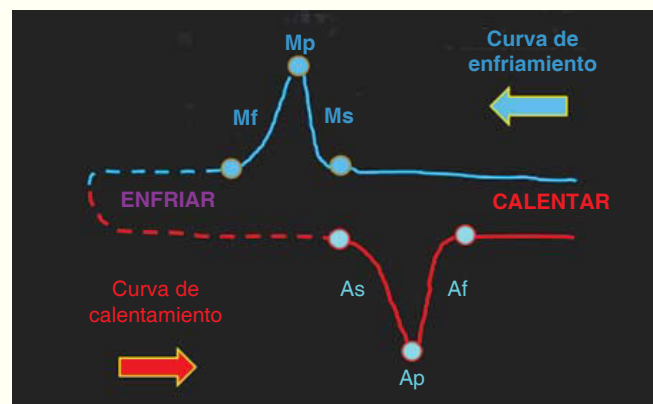


Figura 2. Fases de transformación de las aleaciones NiTi en las curvas de calentamiento y enfriamiento, representados en los termogramas.

nor. En 1971 aparece por primera vez en Ortodoncia con el nombre comercial de NITINOL (UNITEK Co) (*Figura 3*).

Con el tiempo se generó una segunda generación de aleaciones de níquel-titanio llamada austenítica activa, en ésta Kusy menciona como principal característica que, a diferencia de la martensítica pasiva, el alambre no solamente generaba una fuerza ligera sino también presentaba una característica única de generar fuerzas continuas tanto en la fase de activación como de desactivación, y esto se debía principalmente al desempeño que tenían tanto la fase austenítica (fase de temperatura alta) como la fase martensítica (fase de temperatura baja) en la transformación mecánica entre ambas fases. En esta aleación austenítica activa se presenta claramente ambas fases iniciando con una fuerza lineal que es tres veces mayor a la fuerza que genera un arco martensítico pasivo, esta fuerza lineal desaparece generando un valle donde el arco genera una fuerza continua por un periodo largo de tiempo; a

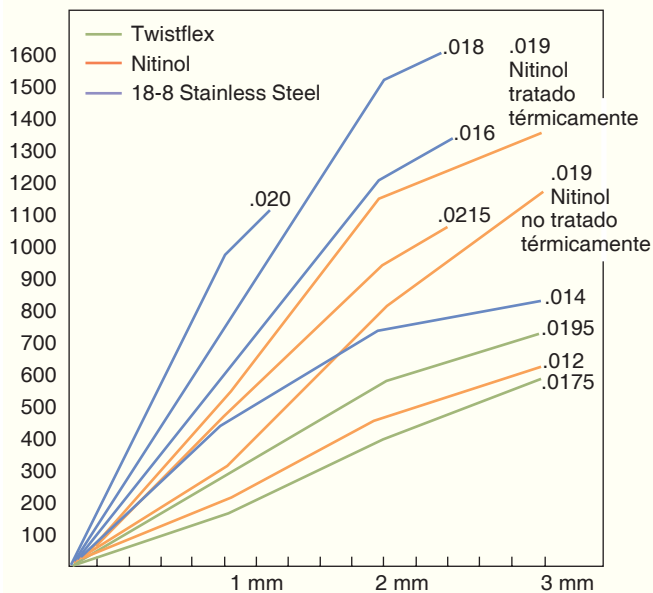


Figura 3. Martensítico pasivo. Los arcos vuelven a su forma original pero su comportamiento es lineal, la fuerza que estas generan en comparación con otros arcos tradicionales como acero inoxidable y NiCrCo es de una tercera parte.

esta fase se conoce como fase de activación (*Figura 4 A-B*), el arco sufre una transformación de la fase martensítica a la austenítica y una vez completada ésta nuevamente sufre una caída lineal por un periodo corto para volver a generar una fuerza continua por un periodo largo que se manifiesta en el valle de la gráfica. Esta fase que abarca desde el punto C al D y del D al E se considera la más importante desde el punto de vista clínico en Ortodoncia, ya que en esta fase de desactivación es donde se genera el movimiento dental (B-C-D-E) (*Figura 4*). Sin embargo, esta aleación austenítica activa presenta una gran desventaja, ya que la temperatura a la que el alambre sufre esta transformación (AF) austenítica final se encuentra lejana a la temperatura corporal.

Por último, las llamadas martensíticas activas, cuya característica más importante es que además de conservar las fases de activación y desactivación de las aleaciones austeníticas activas, la fase de transformación de éstas al encontrarse cercana a la temperatura corporal se genera en boca y mecánicamente, por lo tanto, generan una fuerza continua por periodos largos favoreciendo la actividad celular ideal para el movimiento dental en los tratamientos de Ortodoncia, este grupo de aleaciones fue introducido en Ortodoncia por Miura.¹⁰

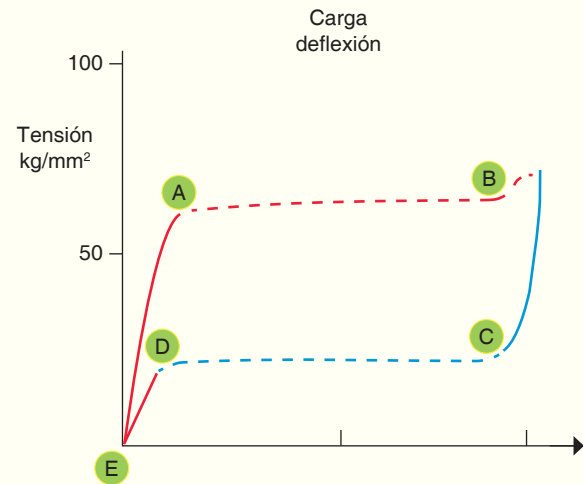


Figura 4. Austenítico y martensítico activos. Al igual que los pasivos vuelve a su forma original pero la fuerza generada en la fase de activación (B-C) y desactivación (C-D) presenta un valle generando fuerzas continuas por un periodo de tiempo largo. La diferencia entre ambos radica en la temperatura en la que estos cambios se realizan.

Evaluación de propiedades físicas

Existen varios métodos para evaluar las propiedades físicas de estas aleaciones, la medición de resistencia eléctrica,¹¹ la difracción de rayos X;¹² sin embargo, éstas presentan algunas dificultades en cuanto a lo elaborado en la preparación de las muestras, así como también esta prueba no proporciona con precisión las fases durante la transformación de los materiales, por otro lado en la actualidad la Calorimetría de Barrido Diferencial¹³ (*Differential Scanning Calorimetry* (DSC)) es la más utilizada para estas pruebas. Ésta es una técnica termoanalítica en la que la diferencia de calor entre una muestra y una referencia es medida como una función de la temperatura. La muestra y la referencia son mantenidas aproximadamente a la misma temperatura a través de un experimento, éste es el método más empleado para evaluar las características de transformación, presentan un inicio, pico y final. Una de las ventajas de éstas es que únicamente se requiere de pequeñas partes de la muestra y éstas se colocan en recipientes de prueba donde los materiales se enfrían o calientan fácilmente de una forma muy controlada, así esta prueba nos permite determinar con precisión las fases de transformación de temperatura de las aleaciones de níquel-titanio.

El objetivo de este trabajo fue el de determinar cuál es el punto de transformación austenítico final (AF) de once alambres de níquel titanio utilizados en Ortodon-

Cuadro I. Alambres de NiTi de Ortodoncia investigados en este estudio.

	Producto	Dimensión (pulgadas)	Fabricante
1	Bioforce anterior	.016 x .022	Dentsply GAC. Islandia N.Y. USA
2	Bioforce posterior	.016 x .022	Dentsply GAC. Islandia N.Y. USA
3	NeoSentalloy F80	.016 x .022	Dentsply GAC. Islandia N.Y. USA
4	NeoSentalloy F160	.016 x .022	Dentsply GAC. Islandia N.Y. USA
5	NeoSentalloy F240	.016 x .022	Dentsply GAC. Islandia N.Y. USA
6	LH Titan	.016 x .022	Tomy International. Tokio Japón
7	Cu NiTi 40°	.016 x .022	Ormco, Glendora CA. USA
8	Cu NiTi 35°	.016 x .022	Ormco, Glendora CA. USA
9	Cu NiTi 27°	.016 x .022	Ormco, Glendora CA. USA
10	Nitinol HA	.016 x .022	3M Unitek, Monrovia CA. USA
11	Nitinol SE	.016 x .022	3M Unitek, Monrovia CA. USA

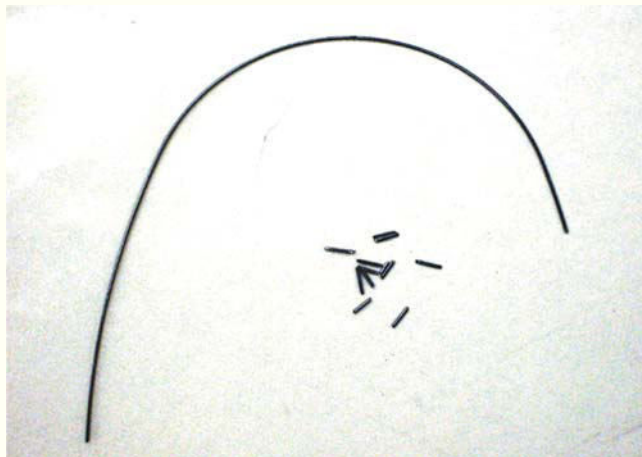


Figura 5. Corte de los arcos en la zona de premolares.

cia y determinar si la transformación de fase ocurre o no a temperaturas cercanas a la corporal.

MATERIAL Y MÉTODOS

Once arcos de diferentes casas comerciales se tomaron para este estudio (*Cuadro I*), los cortes se realizaron en la zona correspondiente de los premolares, ya que esta zona es la que menor tensión presenta durante la manufacturación de los arcos, la longitud aproximada de cada muestra fue de 4 mm, para ello se utilizó un disco de diamante a baja velocidad y se enfrió la zona para evitar sobrecalentamiento del material y alteración de los resultados (*Figura 5*), finalmente se pesaron todas las muestras para tener la mayor similitud en el tamaño de todas las muestras (*Figura 6*). Únicamente en el caso de Bioforce se dividió la muestra en dos partes, ya que este arco a diferencia de los otros genera una fuerza ligera para



Figura 6. Peso de cada una de las muestras.

anteriores, mediana en zona de premolares y pesada en la parte posterior y en este caso la muestra no se tomó en la zona de premolares.

El método utilizado para la evaluación de las fases de la temperatura de las aleaciones de NiTi fue la de calorimetría de barrido diferencial y el aparato utilizado para este estudio fue de la casa comercial Seiko SII-DSC6220 Seiko Instruments Japan (*Figura 7*). En cada muestra se realizaron 3 medidas de cada una de las once muestras.

Éstas se colocaron en recipientes sellados y fueron sometidos a un ciclo de temperatura controlado y los cambios de las fases en los materiales son registrados con base en la absorción o producción de energía, la temperatura de las muestras es escaneada en un rango de -100 °C a 100 °C utilizando nitrógeno líquido como medio de enfriamiento a una velocidad de 10 °C por minuto tanto para la obtención de la curva

de calentamiento así como de enfriamiento. Cada una de las muestras presentó un termograma, el cual fue impreso para su evaluación (Figura 8).

RESULTADOS

Se presentaron cinco patrones diferentes de termogramas, los cuales nos indican principalmente las fases de transformación de cada muestra, presentando en algunos casos picos no muy definidos y fases intermedias (fase R) entre las fases austenítica y martensítica. En los casos de los arcos de Cu NiTi todos ellos presentaron un solo pico tanto en la curva de calor como en frío (Figura 9A), los de NeoSentalloy 80,



Figura 7. Aparato utilizado para la prueba de escaneo por barrido diferencial (Seiko SII-DSC6220).



Figura 8. Sistema de enfriamiento con base en nitrógeno utilizado para la prueba.

160, Bioforce anterior y Nitinol HA, una en frío y dos en calor (Figura 9B), Nitinol SE dos en calor y una en frío (Figura 9C), NeoSentalloy 240 y Bioforce posterior dos en calor y dos en frío (Figura 9D), y finalmente LH Titan presentó tres en calor y tres en frío (Figura 9E).

Los resultados promedio y desviación estándar de la temperatura austenítica final (AF) de cada una de las muestras se encuentran en el cuadro II.

Para determinar la temperatura oral para este estudio se tomaron varios aspectos, por lo general sabemos que la temperatura en boca cambia constantemente debido a la ingestión de alimentos calientes o fríos, para este estudio se tomó como base la temperatura de 35 °C como la temperatura oral, ya que se considera que ésta es la idónea en este tipo de pruebas¹⁴ así como temperatura ambiental la de 25 °C. La figura 10 nos indica los valores de las muestras y muestra cómo éstas se alejan o acercan al valor de 35 °C, de todas las muestras solamente dos de ellas presentan valores mayores a 35 °C LH Titan (38.2 °C) y Nitinol SE (60.4 °C).

El punto AF de los arcos Bioforce Posterior, Cu NiTi 27° y Nitinol HA presentaron valores por debajo de la temperatura ambiente. Por otro lado los arcos Bioforce

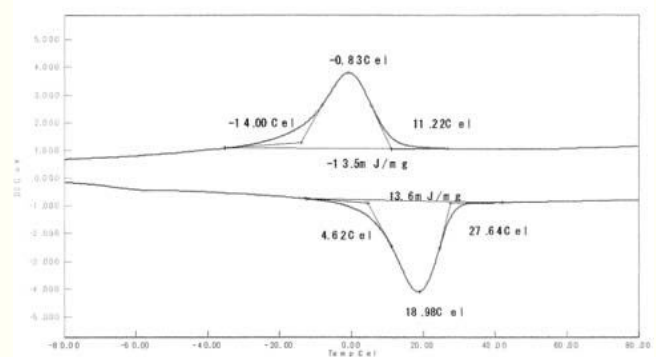


Figura 9A. Patrón 1 CuNiTi 35.

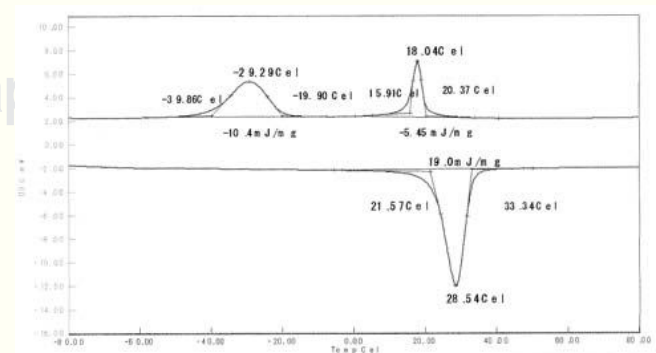


Figura 9B. Patrón 2 NeoSentalloy80.

Anterior, NeoSentalloy 80 g, 160 g, 240 g, LH Titan y Cu NiTi 40° y 35° presentaron un AF muy cercano a temperatura oral y por último los arcos de Nitinol SE presentaron un AF muy por arriba de la temperatura oral.

DISCUSIÓN

Las aleaciones de níquel-titanio presentan características únicas en su fases de transformación que tienen como consecuencia el generar fuerzas ligeras y constantes al pasar de una fase a otra; sin embargo, desde el punto de vista clínico es de suma importancia que esta transformación ocurra a una temperatura cercana a temperatura oral para poder obtener el máximo beneficio al utilizar estas aleaciones para realizar un tratamiento de Ortodoncia.

En la fabricación de diversos aparatos que utilizan las aleaciones de NiTi el rango activo de las aleaciones NiTi es determinado por el punto AF, así tenemos por ejemplo en el catálogo de las compañías metalúrgicas especializadas en elaborar estos productos, el rango del punto AF puede variar desde 0 °C-20 °C (Grupo N) hasta 95 °C-115 °C (Grupo H) (Figura 11). En este caso particular para todos aquellos productos

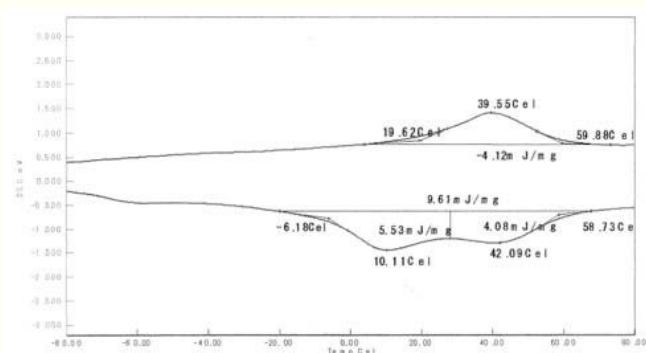


Figura 9C. Patrón 3 Nitinol SE.

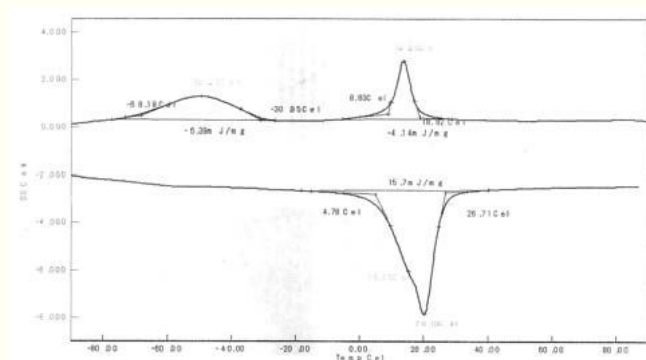


Figura 9D. Patrón 4 Bioforce Post.

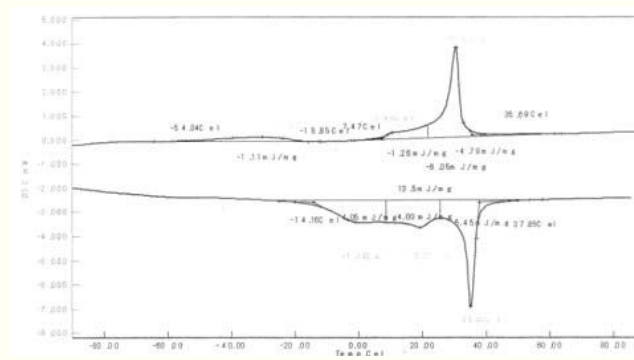


Figura 9E. Patrón 5 LH Titan.

Cuadro II. Temperaturas de transformación de los alambres de Ortodoncia (°C).

Producto	MF °C Martensítica		MI °C Martensítica		AF °C Austenítica		AI °C Austenítica	
	Final	DE	Inicial	DE	Final	DE	Inicial	DE
Bioforce ant.	-38.8	(1.7)	-19.2	(0.8)	32.5	(0.6)	20.4	(0.4)
Bioforce post.	-66.7	(1.2)	-29.9	(0.9)	26.4	(0.6)	5.7	(0.6)
NeoSentalloy F80	-39.3	(1.1)	-19.9	(0.8)	32.7	(0.7)	21.1	(0.5)
NeoSentalloy F160	-52.3	(1.1)	-24.6	(0.4)	29.1	(0.5)	12.3	(0.8)
NeoSentalloy F240	-68.0	(0.9)	-24.7	(7.1)	28.3	(0.8)	6.8	(0.3)
LH Titan	-44.2	(5.1)	-17.5	(1.7)	38.2	(0.3)	-12.4	(1.0)
Cu NiTi 40°	-1.3	(1.7)	12.9	(0.7)	32.7	(0.9)	18.2	(0.5)
Cu NiTi 35°	-13.5	(1.3)	10.6	(0.9)	29.1	(0.7)	6.5	(1.1)
Cu NiTi 27°	-24.9	(2.4)	7.7	(0.6)	22.6	(0.8)	-2.7	(2.2)
Nitinol HA	-63.6	(3.0)	-42.3	(1.7)	21.5	(2.3)	2.7	(1.4)
Nitinol SE	-13.7	(3.3)	-58.8	(0.8)	60.4	(1.3)	-3.2	(1.2)

finales que van a ser utilizados en el cuerpo humano, las aleaciones que deben seleccionarse son aquéllas cuyo rango activo del punto AF se encuentra en el Grupo B (20 °C a 40 °C).

Estos materiales son sometidos posteriormente a un nuevo proceso donde se les da la forma y tamaño adecuado y para ello son sometidos a un nuevo tratamiento térmico donde se altera el punto AF de cada nuevo producto y dependiendo del control de calidad en la elaboración de los mismos este punto se encontrará más cercano o lejano de la temperatura corporal y por lo tanto la fase de transformación del mismo podrá presentar las siguientes variantes en boca con sus consecuentes efectos secundarios:

1) Punto AF por debajo de la temperatura oral

No existe fase de transformación. Los cambios suceden antes de que el arco sea colocado en

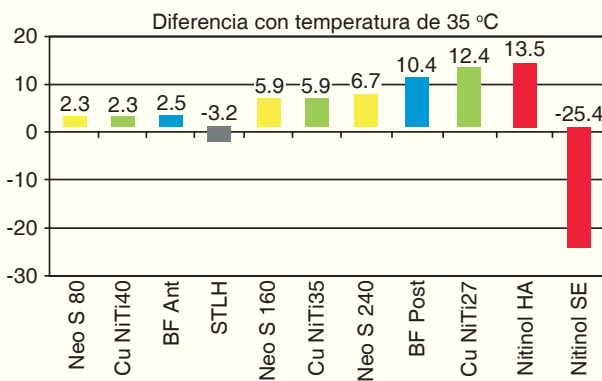


Figura 10. Valores de cada una de las muestras tomando como base la temperatura de 35 °C.

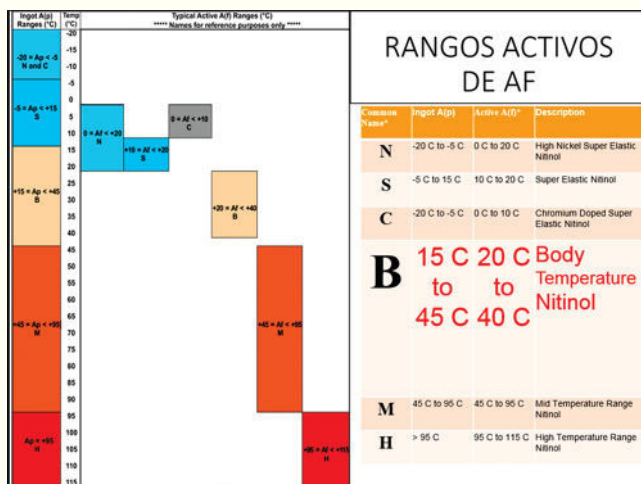


Figura 11. Tabla del punto AF de los materiales dependiendo de la aplicación final de la aleación NiTi.

ambiente oral. Cuando se intenta insertar un arco de calibre grueso en ocasiones hay que recurrir en ocasiones a la utilización de cloruro de etilo para insertarlo, ya que a temperatura ambiente estas aleaciones ya presentaron su fase de transformación, y por lo tanto no poseen la propiedad de Memoria de Forma fundamental para un adecuado uso clínico. Los arcos que presentaron estos valores fueron Bioforce Posterior, Cu-NiTi 27° y Nitinol HA.

2) Punto AF superior a la temperatura oral

En estos casos al presentarse por arriba de la temperatura oral, podemos decir que en boca estos arcos se encuentran en la fase martensítica, el arco es sumamente maleable pero no hay fase de transformación ya que ésta solamente se presentará en caso de que la temperatura bucal alcanzara la temperatura AF del arco, es decir, estos cambios únicamente se presentarían al ingerir alimentos calientes para poder alcanzar esta temperatura donde se realizan los cambios de la fase martensítica a austenítica. El único arco que corresponde a este grupo en nuestro estudio fue Nitinol SE.

3) Punto AF cercano a la temperatura oral

El arco en estas condiciones se encuentra a temperatura ambiente en una mezcla entre austenítica y martensítica, el arco es sumamente maleable y al llevarlo a boca y al aumentar su temperatura interna comienza una fase de transformación ésta pasa de la fase martensítica a la austenítica, se endurece intentando recuperar su forma original y es aquí donde esta fuerza mueve los dientes hacia el lugar deseado, estos arcos poseen en su gran mayoría una AF ligeramente menor a la temperatura oral, ya que es una forma de estar seguros que en boca presentarán la propiedad de memoria de forma generando una fuerza continua por un periodo de tiempo largo. Los arcos en nuestro estudio correspondientes a este grupo fueron Bioforce Anterior, NeoSentalloy 80,160, 240, LH Titan y Cu NiTi 40 y 35.

En el caso de los arcos CuNiTi 40, cuidados especiales se deben tomar, ya que en la publicidad de éstos se menciona que generan fuerzas intermitentes ideales para casos con problemas periodontales pero al presentar el AF de 38 °C a esta temperatura su comportamiento indica que la fase de transformación es más cercana a la de un alambre martensítico activo, esto posiblemente se deba a que la incorpo-

ración de elementos para reducir la histéresis como lo es el Cobre, y de otros elementos como el Cromo para estabilizar la temperatura de transformación hacen que sea difícil controlar la homogeneidad de estos materiales y al comparar resultados con otros estudios¹⁵ muestran mucha variabilidad en los valores de la temperatura AF.

Por otro lado, otro de los arcos de baja histéresis como lo es el LH Titan presenta un AF de 38 °C, esto hace que si bien por un lado sea maleable y fácil de manipular para introducir estos arcos en boca, al presentar la fase de transformación ligeramente por arriba de la temperatura corporal hacen de este arco útil también para pacientes con problemas periodontales.¹⁶⁻¹⁸

CONCLUSIONES

En este estudio de las once muestras de arcos utilizadas podemos considerar que siete de ellas se encuentran en un rango cercano a la temperatura oral por lo que podemos esperar que todas ellas presenten la propiedad de memoria de forma a temperatura oral generando fuerzas ligeras y continuas por un periodo de tiempo largo ideales para los tratamientos de Ortodoncia; sin embargo, en nuestro estudio encontramos que algunos arcos no poseen la propiedad de memoria de forma para ser utilizados clínicamente en boca que mencionan en sus folletos, futuras investigaciones serán necesarias para determinar las posibles causas de estas discrepancias.

REFERENCIAS

1. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc.* 1971; 82 (6): 1373-1375.
2. Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am J Orthod.* 1978; 73 (2): 142-151.
3. Buehler WJ, Wang FE. A summary of recent research on the nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Engineering.* 1968; 1 (1): 105.
4. Buehler WJ. Proceedings of 7th Navy Science (ONR-16 Office of Technical Services, US Department of Commerce, Washington, DC) Vol. 1, unclassified, 1963.

5. Miura F, Mogi M, Ohura Y., Hamanaka H. The super-elastic property of Japanese NiTi alloy use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986; 90 (1): 1-10.
6. Miura F, Mogi M, Okamoto Y. New application of superelastic NiTi rectangular wire. *J Clin Orthod.* 1990; 24 (9): 544-548.
7. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Karibe M: The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Part III Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1988; 94: 89-96.
8. Miura F, Mogi M, Ohura Y. Japanese NiTi alloy wire: use of the direct electric resistance heat treatment method. *Eur J Orthod.* 1988; 10 (3): 187-191.
9. Kusy RP. A review of contemporary archwires. Their properties and characteristics. *Angle Orthod.* 1997; 67 (3): 197-207.
10. Kusy RP. Nitinol alloys: so, who's on first? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991; 100 (3): 25A-26A.
11. Thayer TA, Bagby MD, Moore RN, DeAngelis RJ. X-ray diffraction of nitinol orthodontic arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995; 107 (6): 604-612.
12. McCormick PG, Liu Y. Thermodynamic analysis of the martensitic transformation in NiTi-II. Effect of transformation cycling. *Acta Metall Mater.* 1994; 42: 2407-2413.
13. Bradley T, Brantley WA, Culbertson BW. Differential scanning calorimetry (DSC) analyses of superelastic and non superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996; 109 (6): 589-597.
14. Airoidi G, Riva G, Vanelli M, Filippi V, Garatini G. Oral environment temperature changes induced by cold hot liquid intake. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997; 112 (1): 58-63.
15. Pompei-Reynolds RC, Kanavakis G. Interlot variations of transition temperature and force delivery in copper. Nickel titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014; 146 (2): 215-226.
16. Otsubo K, Yoneyama T, Hamanaka H, Soma K. Influence of temperature on the force level of a super-elastic Ni-Ti Alloy under strain. *J Jpn Soc Dental Materials and Devices.* 1993; 12 (4): 521-527.
17. Otsubo K. Development of the super-elastic Ti-Ni alloy wire appropriate to the oral environment. *J Jpn Orthod Soc.* 1994; 53 (6): 641-650.
18. Teramoto A. Evolución de las aleaciones de níquel titanio en ortodoncia. *Orto Latina.* 1999; (1): 6-8.

Dirección para correspondencia:
Alberto Teramoto Ohara
 E-mail: ateramot@prodigy.net.mx