



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO



**DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E  
INVESTIGACIÓN**

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Evaluación de la propiedad de Memoria de Forma en 3  
marcas distintas de arcos de Níquel-Titanio para  
ortodoncia.

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**ESPECIALISTA EN ORTODONCIA**

P R E S E N T A:

JACQUELINE PIMENTEL AMAYA

TUTOR: ESP. ISMAEL VILLA DÍAZ

ASESOR: MTRA. ARCELIA MELÉNDEZ OCAMPO  
MTRO. JORGE GUERRERO IBARRA

Vo bo  
*Ismael Villa Díaz*

## INDICE

	Página
1. INTRODUCCIÓN	3
2. ANTECEDENTES	4
3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	11
4. JUSTIFICACIÓN	11
5. HIPÓTESIS	12
6. OBJETIVOS	12
6.1 General	
6.2 Específicos	
7. METODOLOGÍA	13
7.1 Material y método	
7.2 Tipo de estudio	
7.3 Población de estudio	
7.4 Muestra	
7.5 Criterios de inclusión	
7.6 Criterios de exclusión	
7.7 Variables de estudio	
7.8 Variable independiente y variable dependiente	
8.- RESULTADOS	18
9.- DISCUSIÓN	21
10.- CONCLUSIONES	23
11.-REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	24

## 1. INTRODUCCIÓN

---

El movimiento ortodóntico es el resultado de la transmisión de una fuerza aplicada sobre dientes a los tejidos que los rodean. Esta fuerza es obtenida por medio de alambres insertados a los brackets, integrando un sistema que se comporta mecánicamente como una ecuación de vigas, donde la memoria de forma, la flexibilidad y la rigidez están determinadas entre otras cosas, por la marca, el calibre y longitud de los mismos.

La relación entre carga y deflexión de un alambre varía según su configuración anatómica, la aleación que le otorga propiedades plásticas y elásticas, lo que precisará su capacidad de transmitir cargas.

El tratamiento ortodóntico es fuertemente dependiente de las cargas desarrolladas por los alambres, y la opción de un arco ortodóntico debe basarse en su rendimiento mecánico.

Durante la fase de alineación en los tratamientos de ortodoncia es muy importante que los arcos sean elásticos, pero a su vez puedan regresar a su forma original (memoria de forma). Por lo tanto los arcos de Niquel-Titanio, tienen estas propiedades, pero estas propiedades van a variar según la casa comercial que lo distribuye.

Por lo tanto el presente estudio contiene información acerca de las variaciones que pueden tener los arcos, con base a esas propiedades.

## 2. ANTECEDENTES

---

Los primeros pasos hacia el descubrimiento del efecto memoria de forma se informaron se tomaron en la década de 1930. La primera observación del fenómeno de memoria de forma tuvo lugar en 1932 por parte del sueco Arne Ölander. Éste descubrió un comportamiento pseudoelástico al trabajar con una aleación Au-Cd.<sup>1</sup>

En 1938, A. B. Greninger y V. G. Mooradian observaron en una aleación Cu-Zn a la fase martensítica aparecer y desaparecer cuando la temperatura bajaba y subía. El fenómeno básico del efecto de memoria dominado por el comportamiento termoelástico de la fase martensítica se informó ampliamente una década más tarde por Kurdjumov y Khandros (en el año de 1949) y sucesivamente por Chang y Read (en el año de 1951).

El gran salto en el estudio de las aleaciones con memoria de forma fue realizado hasta la década de los 60's, (en 1962 para ser exactos) por W. Buehler y sus compañeros dentro del laboratorio naval de artillería Estadounidense descubrieron el efecto de memoria de forma en una aleación equiatómica de níquel y titanio, a la cual llamaron Nitinol como un acrónimo de Nickel-Titanium Naval Ordnance Laboratory (Níquel-Titanio Laboratorio de Artillería Naval), lo que puede considerarse un paso significativo en el campo de los materiales con memoria de forma. Desde ese momento, se han realizado investigaciones intensivas para esclarecer la mecánica básica del comportamiento de las aleaciones de forma.<sup>2</sup> Los primeros esfuerzos para explotar el potencial de NiTi como material de implante fueron hechos por Johnson y Alicandri en 1968.

La utilización de NiTi para aplicaciones médicas fue reportada por primera vez en la década de 1970 (por Cutright en 1973, Iwabuchi en 1975, Castleman en 1976 y Simon en 1977).

En la década de 1980 la idea alcanzó un mayor apoyo, y algunas aplicaciones en la ortodoncia y en el área de ortopedia experimental, fueron realizadas. Fue sólo hasta mediados de la década de 1990, que las primeras aplicaciones de los stents comerciales hicieron su aparición en la medicina.

Pero pese a todos los avances realizados en el descubrimiento de nuevas aleaciones metálicas con esta propiedad, el nitinol sigue siendo la aleación más comercial y más extendida debido a su buena estabilidad al ciclado, biocompatibilidad, resistencia a la corrosión y capacidad de recuperar grandes deformaciones.

La superelasticidad es la capacidad de un material para recuperar deformaciones mucho mayores que los materiales convencionales.

La diferencia y ventaja entre superelasticidad y memoria de forma es que en el caso de la superelasticidad no es necesario aplicar temperatura

El efecto de memoria de forma se refiere a la capacidad que poseen algunos materiales para recuperar la forma de tienen inicialmente, incluso tras haber sufrido grandes deformaciones.<sup>5</sup> a causa de cambios de temperatura o esfuerzos mecánicos

Por lo tanto, las aleaciones con memoria de forma (SMA por sus siglas en inglés, Shape Memory Alloys) tienen la capacidad de “recordar” su forma predeterminada después de sufrir un cambio en su forma.

Las aleaciones con memoria de forma presentan un comportamiento completamente distinto al de los materiales usuales. Por ejemplo, mientras que se considera que la gran mayoría de los metales comienzan a deformarse plásticamente a partir de un 0.2% de elongación cuando son

sometidos a un ensayo de tensión, las aleaciones con memoria de forma pueden deformarse hasta un 10% sin llegar a su plasticidad.

Las SMA son deformadas a bajas temperaturas, a esa fase se le llama **martensítica**, y cuando son calentadas vuelven a su forma inicial, llamándoles a esa fase **austenítica**.<sup>5</sup> A este fenómeno se le conoce como “memoria de forma simple”. (Figura 1).

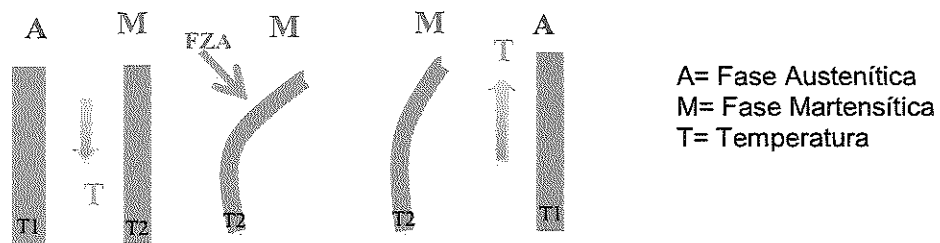


Fig1. Diagrama ejemplificando el efecto de la memoria de forma.

Fuente directa.

La transformación de una fase estable a alta temperatura (austenítica) a otra fase, llamada martensítica, ocurre como consecuencia del enfriamiento brusco y es una transformación que tiene la particularidad de llevarse a efecto sin difusión atómica. Lo que ocurre es simplemente un desplazamiento de átomos en forma organizada, de modo que la estructura cristalina se modifica. (Figura 2).

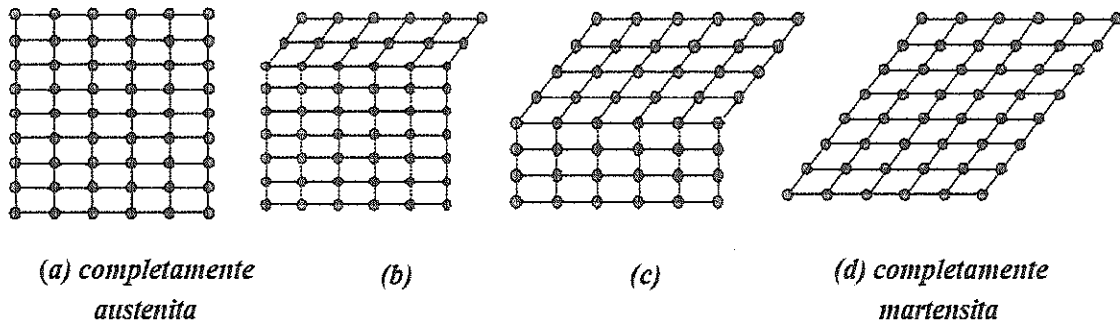


Fig2. Se muestra esquemáticamente en dos dimensiones, la transformación de austenita a martensita. (a) siendo completamente austenita (d) completamente martensita. En (c) a medida que la interfase avanza, cada capa de átomos se desplaza sólo una pequeña distancia

Fuente <sup>5</sup>.

También en las SMA es posible obtener la transformación martensítica por esfuerzo mecánico.

La propiedad de memoria de forma va de la mano con la superelasticidad, ya que una aleación con memoria de forma muestra superelasticidad cuando es deformada en un rango de temperaturas en el cual se forma martensita termoelástica, bajo la aplicación de una determinada tensión. Cuando dejamos de aplicar esta tensión, el material vuelve a su forma original, de esta manera la deformación producida es completamente reversible.<sup>13</sup> Por lo tanto, el fenómeno de superelasticidad se basa en la formación de martensita inducida por tensión.<sup>11</sup>

La aleación de NiTi es una de las aleaciones con memoria de forma de mayor utilización hoy en día, fueron desarrolladas en 1962 por William Buehler y Frederick Wang, observando estos un comportamiento de memoria de forma superior a las conocidas, llamaron a este material Nitinol, acrónimo de *Niquel Titanium Naval Ordnance Laboratory*.<sup>5</sup>

El nitinol posee la capacidad de detectar un cambio en la temperatura ambiente y es capaz de convertir su forma a una estructura pre-programada. Mientras es suave y fácilmente deformable en su forma de más baja temperatura (martensita), recupera su forma y rigidez original cuando se calienta hasta su forma de más alta temperatura (austenita). Esto se conoce como efecto de memoria de forma de un solo sentido.

Las aleaciones de NiTi se basan en compuestos intermetálicos próximos a la composición equiatómica (es una aleación que posee propiedades de memoria de forma y superelasticidad, debido a la transformación martensítica termoelástica entre una fase austenítica y una fase martensítica).<sup>9</sup> Estas propiedades hacen que sea un material capaz de recuperar una forma predeterminada después de haber sufrido una deformación macroscópica, y también pueda ser deformado

elásticamente hasta un 8-10%. Junto con estas propiedades únicas, han sido demostrados un buen comportamiento a corrosión, una buena biocompatibilidad y una buena citotoxicidad que hacen del NiTi un excelente candidato para aplicaciones biomédicas.

El NiTi presenta todas las propiedades típicas en las Aleaciones con memoria de forma o SMA (por sus siglas en inglés):<sup>15</sup>

- Transformación martensítica termoelástica.
- Memoria de forma simple.
- Memoria de forma doble.
- Superelasticidad.
- Pseudoelasticidad.
- Capacidad de amortiguamiento

Otra de las ventajas del uso de NiTi en aplicaciones ortopédicas o dentales, en lugar de otro material metálico, sea acero inoxidable ( $E=210$  GPa) u otra aleación de Ti ( $E=110$  GPa), es su bajo módulo elástico, más cercano al módulo elástico del hueso ( $E=10-20$  GPa).<sup>3</sup>

La histéresis es la tendencia de un material a conservar una de sus propiedades, en este caso memoria de forma, en ausencia del estímulo que ha provocado la alteración de esta.

Los arcos ejercen una fuerza no conservativa, que hace que se produzca un ciclo en la curva de fuerza contra longitud, conocido como histéresis.

La figura 3 muestra una curva histéresis o curva esfuerzo-deformación, para una aleación con memoria de forma ideal.<sup>6</sup>

- En el punto A el material se encuentra en fase Austenítica.
- En el tramo A-B, comienzan la deformación elástica (a fase martensítica), están las primeras placas inducidas por tensión.

- En el tramo B-C, el material esta en fase Martensítica, y se refleja la facilidad con la que progresa la transformación Martensítica inducida por tensión.
- En el punto C, concluye la transformación Martensítica.
- C-D, si se sigue aumentando la tensión al punto C el material puede estabilizar una estructura totalmente martensítica que puede ser deformado elásticamente.
- Punto D. Si se sigue ejerciendo tensión hasta pasando el punto D, el material comienza a deformarse plásticamente hasta la ruptura.
- Si se elimina la tensión antes de llegar al punto D, la deformación se recupera en diferentes etapas.
  - 1.- (C-F) – Recuperación elástica de Martensita hasta llegar al punto F.
  - 2.- (F-G) – Inicia transformación reversa, es decir de Martensita a Astenita. Concluyendo en el punto G.
- Por último en el tramo (G-H) se produce la recuperación elástica de la fase madre.

Si la deformación se recupera en su totalidad se le llama **comportamiento superelástico**.

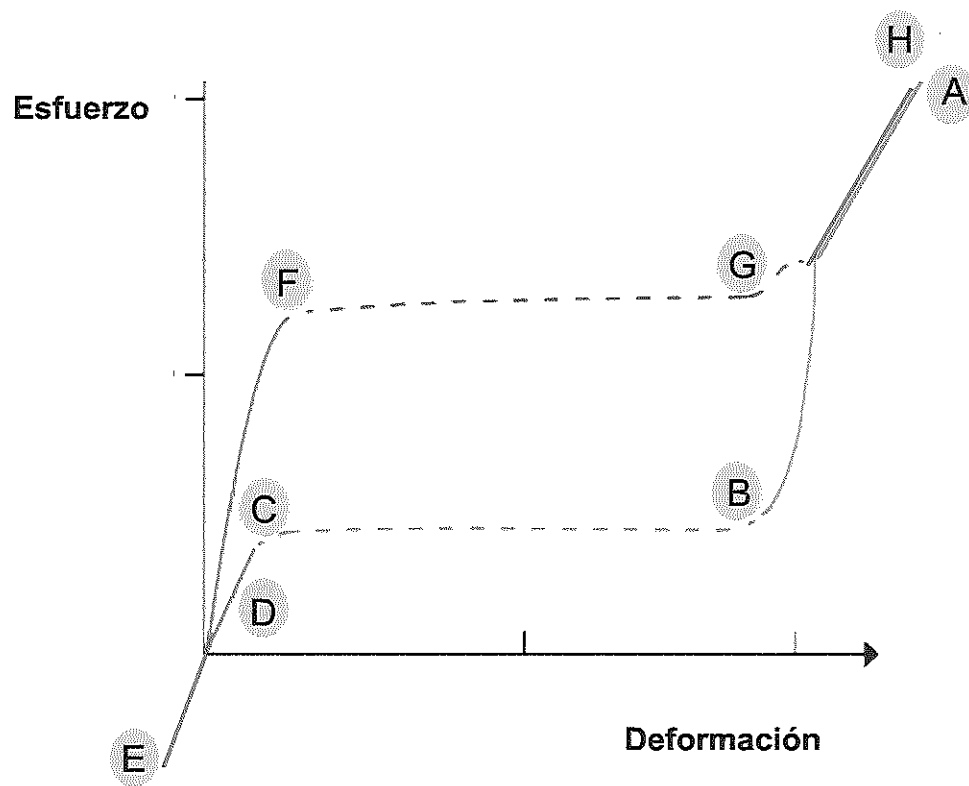


Fig 3. Curva esfuerzo-deformación por una aleación con memoria de forma ideal.  
*Fuente Directa*

### **3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

---

Los arcos de Níquel-Titanio son ampliamente aceptados para los tratamientos de ortodoncia, principalmente en la fase de alineación por su propiedad de memoria de forma y elasticidad principalmente. Pero dichas propiedades pueden ser alteradas debido a varios factores como, la calidad del alambre según la marca comercial principalmente. Además existen pocos estudios donde se compara la memoria de forma en marcas diferentes lo que limita al ortodoncista en la elección de arcos que cumpla las expectativas de éxito en las primeras fases de su tratamiento, por lo tanto

***¿Existe diferencia en la memoria de forma de los arcos de calibre 0.016NiTi de la casa comercial GAC, Ahkim-Pech y 3M?***

### **4. JUSTIFICACIÓN**

---

La realización de este estudio permite evaluar la Propiedad de Memoria de forma y elasticidad de arcos de calibre .016 NiTi de 3 marcas comerciales distintas Ahkim-Pech, 3M Y GAC (que son las más utilizadas en la División de Estudios de Posgrado en el área de ortodoncia) y de esta manera valorar cual favorece más los tratamientos de ortodoncia.

## **5. HIPÓTESIS**

---

**H0.** No existen diferencias de la Memoria de Forma, entre arcos redondos 0.016 de Niquel-Titanio de la marca 3M, GAC y Ahkim-Pech.

**H1.** Existen diferencias de la Memoria de Forma, entre arcos redondos 0.016 de Niquel-Titanio de la marca 3M, GAC y Ahkim-Pech.

## **6. OBJETIVOS**

---

### **6.1 GENERAL**

Determinar la propiedad de memoria de forma de los arcos de NiTi de 3 casas comerciales distintas (GAC, AHKIM PECH, 3M) y compararlos.

### **6.2 ESPECÍFICOS**

1. Determinar la propiedad de Memoria de Forma de arcos NiTi (Niquel-Titanio), de 3 casas comerciales distintas (3M, AHKIM PECH, GAC), redondos de calibre .016, a una deflexión de 7mm y 9mm, velocidad de 8mm/minuto, a través de curvas de histéresis.
  2. Determinar la curva de fuerza de cada una de las pruebas y compararlas.
  3. Determinar la proporción de muestras que después de ser deflexionadas recuperan su forma de origen.
-

## 7. METODOLOGÍA

### 7.1 MATERIAL Y MÉTODO

Se realizó un estudio observacional, el cual se llevó a cabo en el laboratorio de materiales dentales de la DEPeI, utilizando una máquina universal de pruebas mecánicas (INSTRON modelo 5567, Canton, Mass). Se usaron 60 arcos redondos de NiTi, calibre .016, 20 por cada marca (Ahkim Pech, GAC, 3M (fig 4), seleccionando únicamente los extremos rectos finales del arco (aprox 60mm), dejando fuera la parte curva de este, siendo arcos del mismo lote.

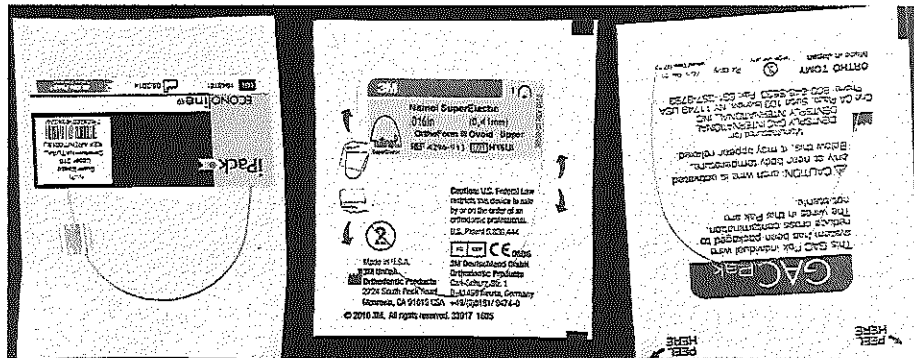


Figura 4. Arcos .016NiTi, AhKim-Peh, 3M, GAC

Se utilizó un soporte para flexión regulable, donde se cemento un bracket de cero grados (Marca 3M) en los extremos de este, con una distancia interapoyos de 20mm, en este espacio se colocaron los extremos de los arcos (60mm) (fig5) para posteriormente aplicar presión, para realizar un ensayo de flexión simple en carga y descarga en el centro por medio de la máquina INSTRON, como se observa en la figura 6.



Fig5. Soporte con brackets y arco

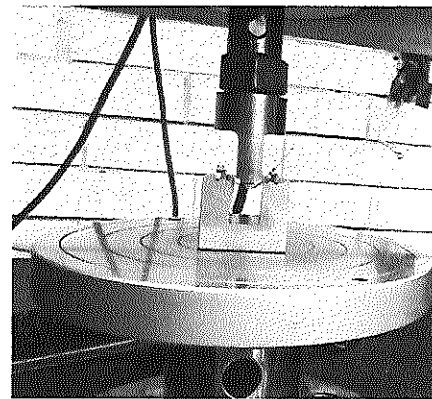
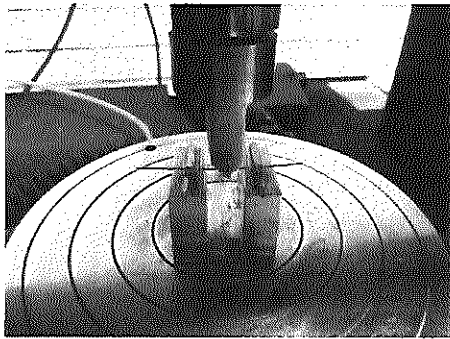
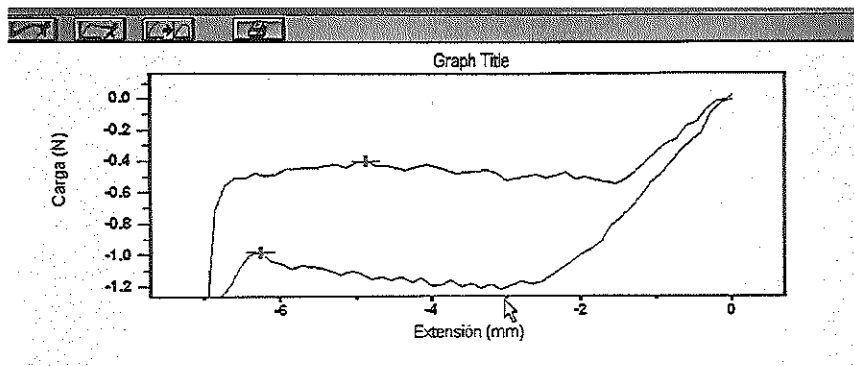


Fig6. Soporte con brackets y arco

Se diseñaron 3 grupos (A, B y C) a los cuales se les ejerció presión hasta una deflexión máxima de 7mm a una velocidad de 8mm/minuto durante 1 ciclo y 3 grupos (A' B' Y C') a deflexión máxima de 9mm, con la misma velocidad y ciclos.

El grupo A se conformó con 10 arcos 0.016 Niti marca Ahkim-Pech, el grupo B se conformó con 10 arcos 0.016 Niti marca 3M y el grupo C se constituyó con 10 arcos .016 NITI marca GAC, utilizados de la misma manera que los anteriores, todos ellos se estudiaron a una deflexión de 7mm. El grupo A' se conformó con 10 arcos 0.016NiTi marca Ahkim-Pech, el grupo B' se conformó con 10 arcos de marca 3M y el grupo C' con 10 arcos marca GAC y se repitió el mismo método en una deflexión de 9mm y de cada una de las pruebas de los diferentes grupos se obtuvo su curva de histéresis (Fig7), las cuales se imprimieron en hojas milimétricas para poder hacer las mediciones (Fig8).



Fi. 7 Curva de Histéresis arrojada por el programa.

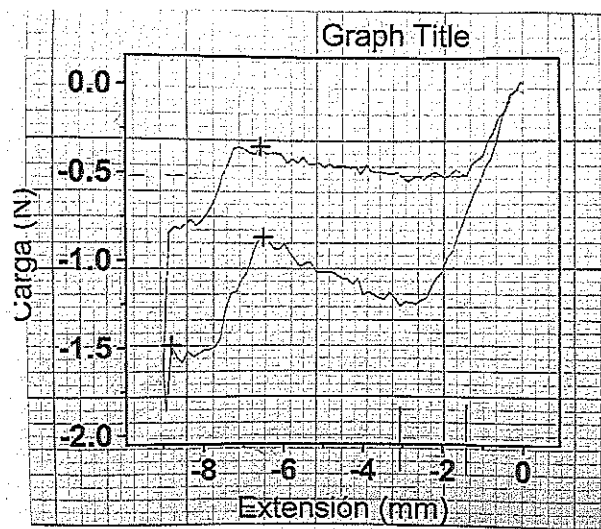


Fig. 8 Curva de Histéresis en hojas milimétricas

De dichas curvas se midió, distancia, fuerza y si los arcos después de la deflexión máxima aplicada llegaban al mismo punto de partida, es decir su memoria de forma.

Para el manejo de muestras la residente recibió calibración por parte de un profesor adscrito al Departamento de Materiales Dentales para las mediciones en la maquina INSTRON, y para los análisis de las curvas de histéresis, de un profesor Ingeniero adscrito en el mismo departamento.

Los datos obtenidos fueron registrados en tablas previamente diseñadas para facilitar el análisis, donde se registró la fuerza, la longitud y si los arcos después de la deflexión llegan al punto de origen.

Para el análisis de los datos se tomaron por separado cada una de las marcas comerciales a deflexión de 7mm y 9mm.

## **7.2 TIPO DE ESTUDIO**

Observacional, transversal

## **7.3 POBLACIÓN DE ESTUDIO**

Arcos para tratamiento de ortodoncia.

## **7.4 MUESTRA**

60 arcos redondos de NiTi, calibre .016 (20 por cada marca Ahkim Pech, GAC, 3M)

## **7.5 CRITERIOS DE INCLUSIÓN**

- Extremos rectos finales del arco (aprox 60mm), de Niquel-Titanio de la marca 3M, GAC y Ahkim-Pech.
- Arcos de calibre 0.016

## **7.6 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN**

- Arcos con defecto de Fábrica

## **7.7 VARIABLES DE ESTUDIO**

- **Dependientes**
  - Memoria de Forma
  - Fuerza
  - Longitud
- **Independientes**
  - Temperatura
  - Marca
  - Longitud de deflexión 7mm, 9mm

## **7.8 ANÁLISIS DE INFORMACIÓN**

Se evaluaron los datos suministrados obtenidos a partir de los ensayos mecánicos realizados en cada grupo de estudio considerando la deflexión y la marca.

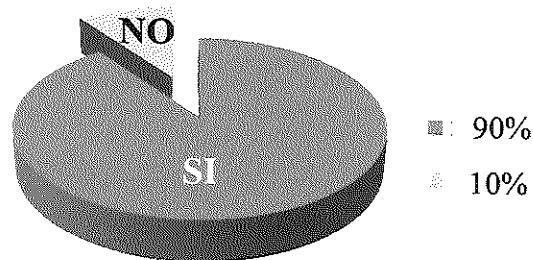
La información se presenta en cuadros proporcionales y gráficas para determinar si hay diferencias en la Memoria de Forma.

## **8 RESULTADOS**

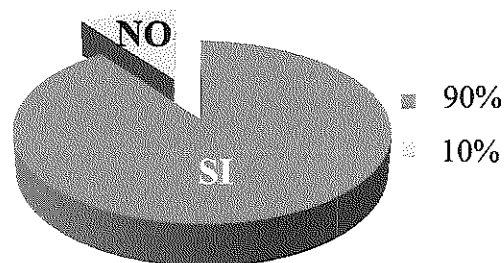
### **Memoria de forma**

#### **Arcos 3M**

Los resultados de la propiedad de Memoria de Forma, derivados de la evaluación de la curva de histéresis de arcos de marca 3M (Grupo B y B') a una deflexión a 7mm, y 9mm, demostró que el 90% de las pruebas después de la deflexión regresaron a su punto de inicio. (Gráfica 1 y 2)



Gráfica 1.- Distribución porcentual de memoria de forma de arcos 3M a una deflexión a 7mm (Grupo B).  
*Fuente Directa*

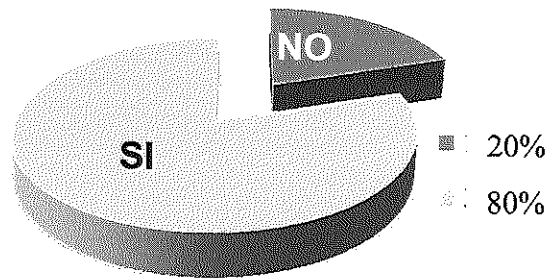


Gráfica 2- Distribución porcentual de memoria de forma de arcos 3M a una deflexión a 9mm (Grupo B').  
*Fuente Directa*

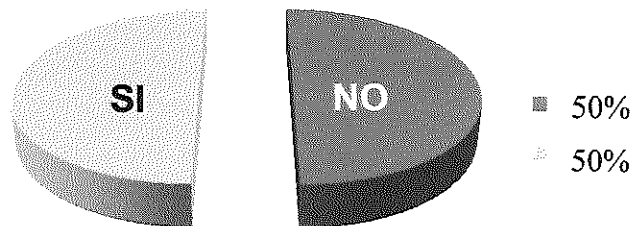
#### **AH-KIM-PECH**

Los resultados de la propiedad de Memoria de Forma, derivados de la evaluación de la curva de histéresis de arcos de marca Ahkim-Pech (Grupo A) a una deflexión a 7mm, evidencia que el 80% de las pruebas

después de la deflexión regresaron a su punto de inicio. (Gráfica 3), Y los arcos del grupo A', refleja que el 50% después de la deflexión regresa al punto de inicio (Gráfica 4).



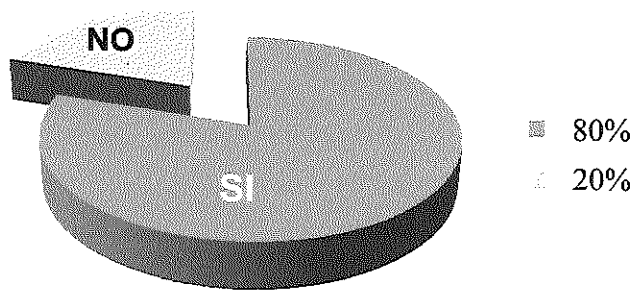
*Gráfica3.- Distribución porcentual de memoria de forma de arcos Ah-Kim-Pech a una deflexión a 7mm (Grupo A).  
Fuente Directa*



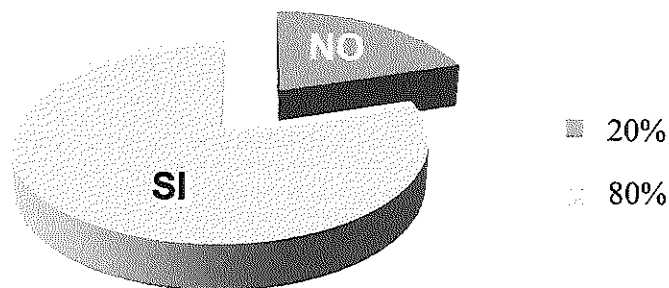
*Gráfica4- Distribución porcentual de memoria de forma de arcos Ah-Kim-Pech a una deflexión a 9mm (Grupo A').  
Fuente Directa*

## **GAC**

Los resultados de la propiedad de memoria de forma, derivados de la evaluación de la curva de histéresis de arcos de marca GAC (Grupo C y C') a una deflexión a 7mm, y 9mm nos dio que el 80% de las pruebas después de la deflexión regresaron a su punto de inicio. (Gráfica 5 y 6)



Gráfica 5.- Distribución porcentual de memoria de forma de arcos GAC a una deflexión a 9mm (Grupo C).  
Fuente Directa



Gráfica 6- Distribución porcentual de memoria de forma de arcos GAC a una deflexión a 9mm (Grupo C').  
Fuente Directa

De acuerdo a la variable de Memoria, se observó lo siguiente, los arcos manufacturados por 3M deflexionados tanto 7mm como a 9mm se observa que el 90% de ellos si regresan a su punto de origen, solo el 10% no lo hacen lo que se traduce como índice de fracaso. Respecto a las arcos manufacturados por AhKim-Pech hay diferencias de Memoria de Forma, a 7mm el 80% de ellos si regresan hay solo un 20% de índice de fracaso, en cambio a 9mm solo el 50% si regresa. Y por último los manufacturados por GAC se observa que en la misma proporción a 7mm y 9mm el 80% si regresan a su punto de origen, solo hay un 20% de índice de fracaso.

Por lo tanto obsérvese que tanto 3M como GAC, más del 75% si regresan, teniendo solo un 25% de fracaso.

## 8. DISCUSIÓN

---

Esta investigación tuvo como objetivo determinar la propiedad de memoria de forma de los arcos de Ni-Ti de 3 casas comerciales distintas (GAC, AHKIM PECH, 3M) y compararlos, conociendo así cual marca ofrece mayor éxito en la fase de alineación durante un tratamiento de ortodoncia.

Una de los aspectos que pudo ocasionar limitación en los resultados de la investigación fue el control de la temperatura, el cual no se tomó en cuenta.

Los resultados nos arrojaron que los arcos manufacturados por 3M deflexionados tanto a 7mm como a 9mm obtuvieron un índice de éxito en un 90% ya que si regresan a su punto de origen, solo el 10% no lo hacen lo que se traduce como índice de fracaso. Respecto a las arcos manufacturados por AhKim-Pech hay diferencias de Memoria de Forma, a una deflexión de 7mm el 80% de ellos si regresan, solo hay un 20% de índice de fracaso, en cambio a una deflexión de 9mm solo el 50% si regresa. Y por último los manufacturados por GAC se observa que en la misma proporción a una deflexión de 7mm y 9mm el 80% si regresan a su punto de origen, solo hay un 20% de índice de fracaso.

Por lo tanto los arcos 3M y GAC presentan mejor propiedad de Memoria de Forma con respecto a los de AHKIM PECH, por lo que se sugiere que sean los principalmente elegibles durante la fase de alineación en el tratamiento de ortodoncia.

Se obtuvo un resultado similar que en el estudio (“Estudio comparativo de resistencia a la fatiga de arcos de níquel-titanio de tres marcas”)<sup>9</sup>.

Un aspecto a contemplar aquí es la posibilidad de mejorar en más o menos las propiedades de estas aleaciones superelásticas, ya sea su memoria de forma o su superelasticidad. Es sabido que las aleaciones de Níquel-Titano, se deforman a causa de ejercer fuerza en ellas o por cambios de temperatura, por lo tanto se puede reprogramar su estructura una vez conformado el arco, llevándolo a su fase plástica. Es decir, se podría inferir la posibilidad de “individualizar” los arcos a medida para cada uno de los pacientes según su “forma y tamaño” o bien modificar el arco en algún caso requerido especialmente.

Debido a la propiedad de Memoria de Forma en las aleaciones Níquel-Titanio no es recomendable usar arcos de distinta marca comercial en un mismo paciente.

Se debe regular la temperatura durante el proceso, para evitar posibles resultados falsos, se sugiere que en próximas líneas de investigación se tomado en cuenta, así como la posibilidad de llevar de comparar la Memoria de Forma de los arcos en estudios clínicos, enfrentando así las variables de la cavidad bucal.

---

## 9. CONCLUSIONES

---

- Los arcos manufacturados por 3M y GAC presentan proporciones mayores de regreso a su punto de origen en la deflexión tanto de 7mm como de 9mm, es decir la propiedad de Memoria de Forma es adecuada, teniendo un índice de éxito mayor al 75%.
- Los arcos de marca AhKim-Pech son los menos elegibles a longitudes mayores ya que a 7mm, solo un 80% regresa a su punto de origen, al aumentar la distancia de deflexión a 9mm solo el 50% de las muestras regresan a su punto de origen, el índice de fracaso es más alto, lo que se traduce en utilizarlos principalmente en pacientes con apiñamientos leves, para de esta forma asegurar el éxito del tratamiento.
- Por lo tanto para la propiedad de memoria las marcas 3M y GAC son las más elegibles, y eso se traduce como un mayor éxito en la fase de alineación de los tratamientos de ortodoncia.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

1. Consolaro A, Consolaro R. Advancements in the knowledge of induced tooth movement: idiopathic osteosclerosis, cortical bone and orthodontic movement. Dental press J orthod. 2012; 17:12-18
2. Jiménez I, Restrepo R. Biomecánica de la ortodoncia para el odontólogo integral. Rev. Ces 1989; 2:51-59.
3. Proffit W, Fields H, Sarver D. Ortodoncia contemporánea. 4ª ed. Madrid: Elsevier Mosby; 2009
4. Laino G, De Santis R, Gloria A, Russo T, Quintanilla DS, Laino A, Martina R, Nicolais L, Ambrosio L. Calorimetric and thermomechanical properties of titanium-based orthodontic wires: DSC-DMA relationship to predict the elastic modulus. J Biomater Appl. 2012; 26(7):829-44.
5. Gómez López Aldo, Del Castillo Rodríguez Felipe. Nitinol un Biomaterial con memoria de forma. Depto de Ingeniería. 2011 (7).
6. Teramoto Ohara Alberto. Importancia clínica del punto austenítico final en la selección de las aleaciones de níquel-titanio. Revista Odontológica Mexicana 2016;20 (3): 166-173
7. Castillo, C.E., Zárate, M.L., Cruz, G.M.A., García, R.G., García, S.M., Hernández, V.V. Análisis EsfuerzoDeformación en Arcos NiTi Superelásticos (ensayo a pruebas de tracción). Oral Año 11 Núm. 34. 2010.
8. Juvvadi SR, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan AB. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: an in-vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010;138(5):623–30.
9. Gissela Serrano Hernández, Gabriel Sáez Espínola, Carlos Álvarez Gayosso, Hatta Kaori Furuki. Estudio comparativo de resistencia a la fatiga de arcos de níquel-titanio de tres marcas. Revista Mexicana de Ortodoncia. Vol. 2, Núm. 4 Octubre-Diciembre 2014 pp 253-256.

10. Gurgel, Julio & Kerr, Stephen & Powers, John & LeCrone, Vance. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. Volumen 120, numero 4.
11. Kusy RP, O'Grady P W. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: Part II--The active configuration. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000 Dec;118(6):675-84.
12. Kapanen A, Ilvesaro J, Danilov A, Ryhanen J, Lehenkari P, Tuukkanen J. Behaviour of nitinol in osteoblast-like ros-17 cell cultures. Biomaterials. 2002 Feb;23(3):645-50.
13. Rucker BK, Kusy RP. "Elastic properties of alternative versus single-stranded leveling archwires". Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002; 122(5):528-541
14. Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JA, Herbison GP. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002; 121(5):483-495
15. Osaka, K y C.M. Wayman Ed. Osaka, Mecanismos de memoria de forma y superelasticidad en materiales con memoria de forma. Cambridge University Press, Cambridge
16. Tominaga JY, Ozaki H, Chiang PC, Sumi M, Tanaka M, Koga Y, Bourauel C, Yoshida N." Effect of bracket slot and archwire dimensions on anterior tooth movement during space closure in sliding mechanics: a 3-dimensional finite element study."Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2014 Aug;146(2):166-74. PMID: 25085299