

**UNIVERSIDAD INCA GARCILASO DE LA VEGA**  
**FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA**



**TRABAJO ACADÉMICO PARA OPTAR EL TÍTULO DE SEGUNDA  
ESPECIALIDAD EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR**

*“ALEACIONES PARA ALAMBRES EN ORTODONCIA”*

**AUTOR:**

C.D. VANESSA JASMINE SALVADOR ORTEGA

**ORIENTADOR:**

Mg. INFANTES VARGAS VALERY JORGE

**LIMA – PERÚ**  
**2019**

[Escriba aquí]

### **DEDICATORIA**

Dedicado especialmente, a mi familia, los cuales fueron, son y serán la base para la construcción de mi vida profesional, pues inculcaron en mi la responsabilidad y deseos de superación, ellos poseen virtudes infinitas y un gran corazón que me llevan a admirarlos cada día más.

Agradezco a Dios por darme la oportunidad de enfrentar las vicisitudes que se presentaron

[Escriba aquí]

# ALEACIONES PARA ALAMBRES EN ORTODONCIA

[Escriba aquí]

## ÍNDICE

CARÁTULA	I
DEDICATORIA	II
TÍTULO	III
ÍNDICE	IV
ÍNDICE DE FIGURAS	VI
RESUMEN	VII
ABSTRACT	VIII
INTRODUCCIÓN	1
DESARROLLO DEL TEMA	
1. HISTORIA DE LOS ALAMBRES EN ORTODONCIA	2
2. GENERALIDADES DE LAS ALEACIONES	3
2.1. PROPIEDADES FÍSICAS	4
2.2. PROPIEDADES MECÁNICAS	6
3. TIPOS DE ALEACIONES	10
3.1. ALEACIONES DE ACERO INOXIDABLE	11
3.2. ALEACIONES DE TITANIO	13
3.2.1. ALEACIONES DE NÍQUEL TITANIO	13
3.2.2. ALEACIONES DE CROMO NÍQUEL TITANIO	15
3.2.3. ALEACIONES DE BETA TITANIO (TMA)	16
3.2.4. ALEACIONES DE TITANIO NIOBIO	17
3.2.5. ALEACIONES DE CNA	17
3.3. ALEACIONES DE CROMO COBALTO (ELGILLOY)	17
4. FACTORES QUE INFLUYEN EN LAS PROPIEDADES	18
4.1. CORROSIÓN	18
4.2. OXIDACIÓN	19
4.3. FRICCIÓN	20
4.3.1. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA FRICCIÓN	22
5. ASPECTOS FÍSICOS QUE PARTICIPAN EN LA BIOMECÁNICA DEL TRATAMIENTO	28
5.1. RESISTENCIA AL DESLIZAMIENTO	28
5.2. RESISTENCIA A LA FRICCIÓN	28
5.3. COEFICIENTE DE FRICCIÓN	28
5.4. FUERZA NORMAL	29
5.5. ÁNGULO CRÍTICO	29
5.6. LEYES DE NEWTON	30
5.7. TIPOS DE MOVIMIENTO	30
6. FACTORES DEL MEDIO BUCAL QUE TAMBIEN PARTICIPAN	33
6.1. SALIVA	33
6.2. PASTAS DENTALES	34
6.3. ENJUAGUES BUCALES	34
6.4. HIGIENE	35
7. FACTORES QUE PUEDEN LIMITAR EL MOVIMIENTO	36
7.1. INFLAMACIÓN	36
7.2. LIGADURAS	36
7.3. RESPUESTA DE TEJIDOS	37

[Escriba aquí]

7.4. ACTIVACIONES	38
8. INVESTIGACIONES QUE RELACIONAN EL TIPO DE ALEACIÓN Y SUS PROPIEDADES PARA EL TRATAMIENTO ORTODÓNTICO	38
CONCLUSIONES	42
BIBLIOGRAFÍA	43

[Escriba aquí]

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Aparato de Pierre Fauchard	pág. 2
Figura 2. Aparato de Angle	pág. 3
Figura 3. Comparación del módulo de elasticidad entre diferentes tipos de aleaciones	pág. 4
Figura 4. Gráfica de Dureza	pág. 4
Figura 5. Intervalo de trabajo	pág. 5
Figura 6. Tabla comparativa de algunas características de las aleaciones de arcos	pág. 6
Figura 7. Gráfica de tensión / deformación	pág. 8
Figura 8. Gráfica que representa el límite elástico y plástico	pág.10
Figura 9. Arco de intrusión	pág.15
Figura 10. Corrosión de alambre NiTi	pág.19
Figura 11. Imagen de oxidación por microscopio electrónico	pág.20
Figura 12. Prueba de fricción	pág.21
Figura 13. Superficies de arcos de titanio	pág.23
Figura 14. Modelo experimental evaluando la fricción	pág.24
Figura 15. Prueba de modelo de placa acrílica	pág.27
Figura 16. Esquema de Notching	pág.29
Figura 17. Modelo teórico del movimiento dentario	pág.32
Figura 18. Morfología superficial del alambre NiTi	pág.33
Figura 19. Imagen microscópica de fuerza atómica	pág.34
Figura 20. Imagen SEM de muestras en solución salival	pág.35
Figura 21. Alambre de aleación NiTi japonés	pág.39

[Escriba aquí]

## RESUMEN

Las aleaciones están compuestas por metales puros que se mezclan por encima de sus puntos de fusión, y como consecuencia obtienen características y propiedades diferentes a las que tenían originalmente. De las aleaciones usadas en ortodoncia, se obtienen hilos metálicos, llamados alambres; estos sufren diferentes cargas de estrés durante cualquier mecánica de tratamiento ortodóntico y a través del almacenamiento y liberación de energía producen el movimiento de las piezas dentarias; además, pueden ser utilizadas como elementos activos o pasivos.

Entre las aleaciones comúnmente usadas en el área de ortodoncia tenemos el acero inoxidable, el níquel titanio, el cromo cobalto y el beta titanio. Las investigaciones realizadas con estos metales han concluido en su mayoría, que factores como: la resistente a las fuerzas de trabajo, la moldeabilidad, el control en los tres planos del espacio, una baja fricción, la biocompatibilidad, la resistencia a la corrosión y que tenga un costo accesible, sean los más rescatables en la elección de un alambre

La importancia del presente trabajo, es resumir de manera concisa la mayor información posible encontrada en las primeras investigaciones realizadas y sumarle la información más actualizada sobre las aleaciones para alambres que se utilizan en el campo de la ortodoncia. De esta manera todo profesional tendrá una herramienta que le permita discernir de manera correcta que elemento será el de su elección, teniendo el conocimiento de las bases teóricas e innovaciones en los nuevos materiales usados en la práctica clínica.

**Palabras clave:** aleaciones de alambres, propiedades de los alambres, aleaciones ortodónticas, fricción en los alambres.

[Escriba aquí]

## ABSTRACT

The alloys are composed of pure metals that mix above their melting points, and as a result obtain different characteristics and properties than they had originally. Of the alloys used in orthodontics, metallic wires are obtained, called wires; these suffer different stress loads during any orthodontic treatment mechanics and through the storage and release of energy they produce movement of the teeth; In addition, they can be used as active or passive elements

Among the alloys commonly used in the orthodontic area we have stainless steel, nickel titanium, cobalt chromium and beta titanium. The investigations carried out with these metals have mostly concluded that factors such as: resistance to work forces, moldability, control in all three planes of space, low friction, biocompatibility, resistance to corrosion and that have an accessible cost, be the most redeemable in the choice of a wire

The importance of this work, is to summarize in a concise way the largest possible information found in the first investigations and add the most up-to-date information on the alloys for wires that are used in the field of orthodontics. In this way every professional will have a tool that allows you to correctly discern which element will be the one of your choice, having the knowledge of the theoretical bases and innovations in the new materials used in clinical practice.

**Key words:** alloys of wires, wire properties, orthodontic alloys, friction of the wires.

## INTRODUCCIÓN

El objetivo de un buen tratamiento ortodóntico, es obtener el mayor control de movimiento en las piezas dentarias; más allá de la biomecánica con la cual el profesional decida llevar a cabo un determinado caso clínico, algunos de los factores como la elección del tipo de bracket, la prescripción, el tipo de aleación de los arcos y el medio bucal de cada paciente van a determinar el éxito de un tratamiento. Las diferentes aleaciones de alambres, precisamente gracias a las fuerzas que liberan, son el principal factor que permitirá un mayor control <sup>1</sup>.

La introducción de las diferentes aleaciones para alambres en ortodoncia fue dada luego de que por mucho tiempo se usaran metales preciosos como el oro para la elaboración de arcos. Es debido a la situación económica que se atravesaba en esa época, que los clínicos decidieron crear aleaciones con propiedades físicas y mecánicas nuevas, pero que tuvieran aceptación clínica y a su vez que sean accesibles económicamente <sup>1</sup>. La primera aleación fue el acero inoxidable, este cuenta con una gran resistencia elástica, la cual obliga a realizarle una serie de dobleces con el fin de disminuir la carga de estrés que pueda causar <sup>2</sup>. En el caso de la aleación de níquel titanio, su alta recuperación elástica asociada a su flexibilidad nos dará fuerzas muy bajas pero constantes, las cuales, al inicio de los tratamientos, en las etapas de alineamiento y nivelación, serán excelentes; sin embargo, cuentan con una mayor resistencia al movimiento que los aceros <sup>3</sup>. Las demás aleaciones en base al titanio presentan un mayor módulo de elasticidad que el níquel, pero estos últimos, además, permiten ser sometidos a dobleces <sup>3</sup>.

Algunas propiedades como la fricción, corrosión u oxidación influyen enormemente en la calidad de las aleaciones <sup>4</sup>, es decir; si el clínico decide trabajar con una mecánica por deslizamiento posiblemente escogerá la aleación que le brinde menor fricción <sup>5</sup>. Y si por ejemplo el clínico busca una mayor expresión del torque otorgado por el slot del bracket, es decir una mayor resistencia a la deformación que el que otorga el acero, la aleación de cromo cobalto, conocido como el Elgiloy será de su elección <sup>5</sup>. Esta además decir que según el movimiento que desee expresarse será la elección de la aleación.

Es importante destacar que por ejemplo al decir que una aleación genere mayor fricción, por mencionar alguna propiedad; que otra, no significa necesariamente que sea mejor; el factor que determine que una aleación es más beneficiosa que otra será de acuerdo al movimiento que se desee obtener; es aquí donde radica la gran importancia de que el clínico conozca y maneje el conocimiento de las propiedades de cada aleación con las que se cuente, y que al aparecer nuevas aleaciones <sup>6</sup>, sea capaz de sacar sus propias conclusiones y no dejarse llevar únicamente por lo que la casa que lo comercializa exprese.

[Escriba aquí]

## 1. Historia de los alambres en ortodoncia

En los años 30, los metales usados por los especialistas en ortodoncia, para la elaboración de alambres eran el oro, platino y paladio. Pero debido a la situación económica que se atravesaba en esa época y el alto costo de los metales usados; empezó la búsqueda de materiales alternativos. Es pues así, que se introduce el acero inoxidable, éste tuvo una gran aceptación gracias al menor costo que implicaba su uso y al demostrar que los pacientes tenían una gran tolerancia periodontal <sup>2</sup>.

En el año 1728, Pierre Fauchard, intentaba crear movimiento dentario, pero de manera controlada usando aparatos; inicialmente eran tiras y cintas de metal que envolvían cada pieza dentaria, las cuales ejercían presión sobre éstas <sup>1</sup>.

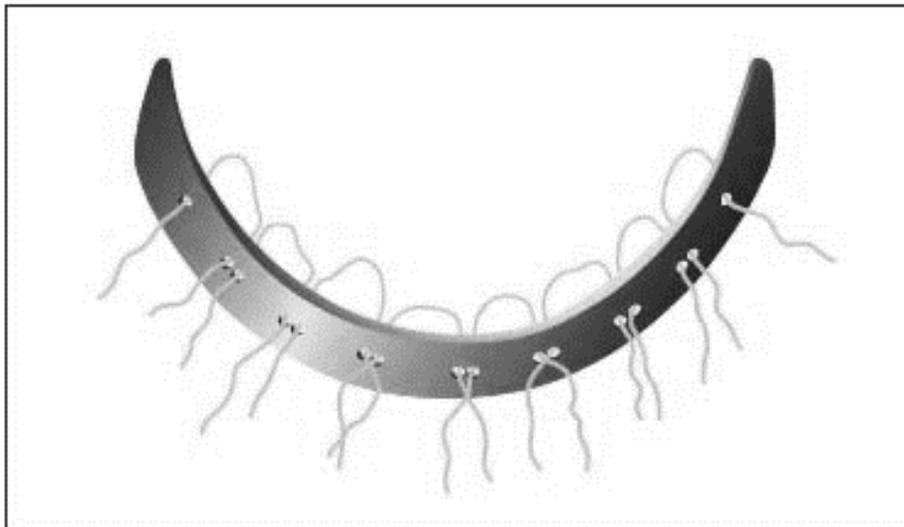


Fig. 1.

Aparato de Pierre Fauchard. Uribe G. Ortodoncia. Teoría y Clínica. Medellín; Editorial de la Corporación para Investigaciones Biológicas: 1997 <sup>1</sup>

Luego, en 1887 con ayuda de Angle se desarrolló un alambre con forma de arco que, junto a bandas, un cemento para éstas mismas, un tornillo expansor y otros dispositivos más, creaban el aparato de retracción; y es en esa misma época que se desarrolló el primer prototipo de soporte con encaje conocido como bracket <sup>1</sup>

Como si fuera poco, en 1907 Edward H Angle, introduce el llamado Aparato de arco E., éstos eran básicamente hechos de bronce, pero al tener una muy pobre eficiencia en la estabilización posterior a los tratamientos en las piezas dentarias, se crean pines y tubos, con los cuales se lograba el movimiento radicular, que era lo que permitiría un movimiento controlado no solo de la corona sino además de las raíces dentarias <sup>2</sup>.

Al pasar las décadas los aparatos que se iban creando, mejorando la calidad de los tratamientos, eran básicamente elaborados con ligaduras metálicas valiosas de esa época; ya que además eran los únicos que tenían la capacidad de tolerar las características intraorales

[Escriba aquí]

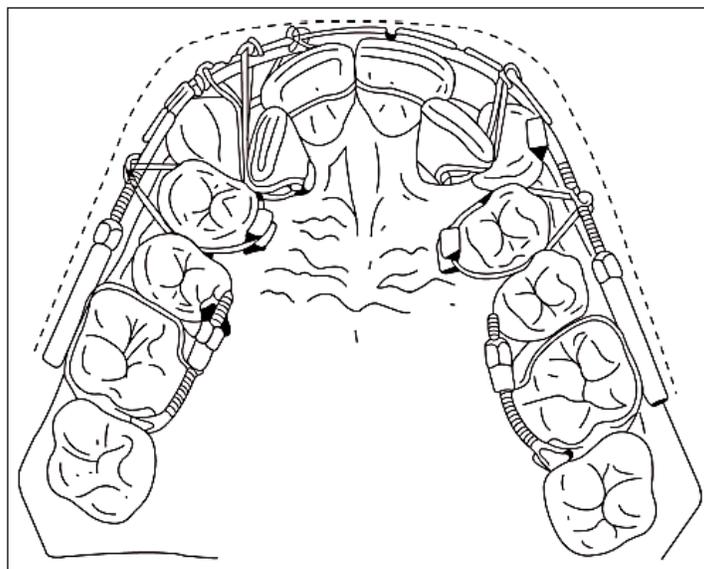


Fig. 2.

Aparato de Angle. Gurgel J, Ramos A, Kerr S. Fios Ortodonticos. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2001; 6(4):103-114 <sup>2</sup>.

Cuando inicialmente los ortodoncistas utilizaban los alambres de oro para la fabricación de todos los aparatos utilizados en los tratamientos, era comprensible el alto costo de éstos; es por eso, que cuando aparece el acero inoxidable austenítico como opción alternativa para la fabricación de todo el material requerido sumado a las propiedades mecánicas que ofrecía. Se inicia así, la búsqueda de muchas más aleaciones que reemplacen al oro <sup>3</sup>.

## 2. Generalidades de las aleaciones

Teniendo en cuenta las innumerables investigaciones en base a las aleaciones empleadas para los materiales ortodónticos se han encontrado muchas de las propiedades mecánica y físicas de éstas. Y de acuerdo a la necesidad de cada de ellas en la biomecánica es de gran ayuda saber diferenciar con cuales propiedades cuenta cada diferente tipo de aleación

### 2.1 Propiedades físicas

#### Rigidez

Cantidad de fuerza necesaria para realizar un dobléz en el alambre; es decir, la resistencia que antepone el alambre a una deformación elástica cuando se le realiza una torsión o dobléz <sup>3</sup>.

Esto explica el porque a los alambres que poseen una baja rigidez tiene menor capacidad de recibir fuerzas, por lo tanto, habrá una mayor precisión en la aplicación de la misma <sup>1</sup>.

[Escriba aquí]

E (x 10 <sup>6</sup> psi)	Tipo de liga	Rigidez relativa ao aço
Aço inoxidável	29	1.00
Elgiloy	28	0,97
Beta-titânio	10,5	0,36
M-NITI (Nitinol)	4,8	0,17

Fig.3

Comparación del módulo de elasticidad entre diferentes tipos de aleaciones. Gurgel J, Ramos A, Kerr S. Fios Ortodonticos. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2001; 6(4):103-114<sup>3</sup>.

### Fragilidad

Se dice que un material es frágil cuando no se deforma plásticamente bajo la acción de una carga. Por ejemplo, el hierro colado no se deforma plásticamente bajo la acción de una carga de rotura y es, por lo tanto, frágil<sup>3</sup>.

### Dureza

Resistencia del alambre a ser doblado, pues para una dada deflexión liberará una fuerza mayor.

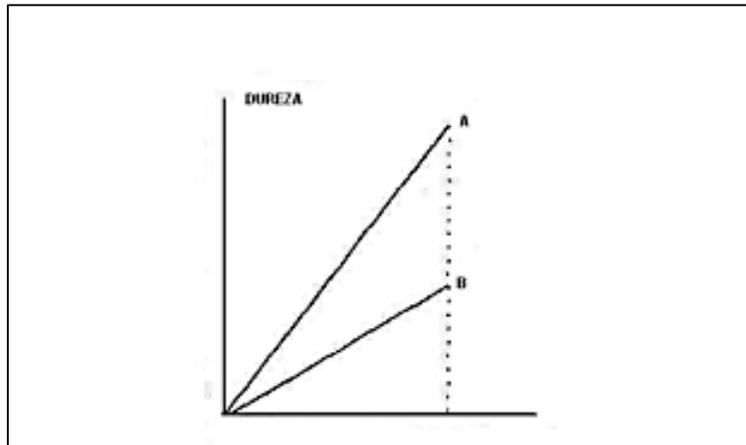


Fig. 4.

Gráfica de dureza. El alambre A es más duro que el B. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. American Journal of Orthodontic and Dentofacial Orthopedic. 1989; 96:100-9<sup>2</sup>.

### Moldeabilidad

Cantidad de deformación permanente que puede soportar el alambre, representa el grado de flexión permanente que éste tolera antes de romperse<sup>4</sup>.

Capacidad del material en ser ajustado en la forma deseada sin que ocurra fractura; directamente relacionada a la ductilidad y que al encontrarse muy cerca de su ruptura absorbe una gran cantidad de energía<sup>4</sup>.

[Escriba aquí]

### Intervalo de trabajo

Es la medida de cuanto el alambre puede ser desviado dentro de su límite de elasticidad. Es un valor lineal que sirve para dar a conocer qué distancia se puede mover un diente con una sola activación, se miden en milímetros <sup>4</sup>.

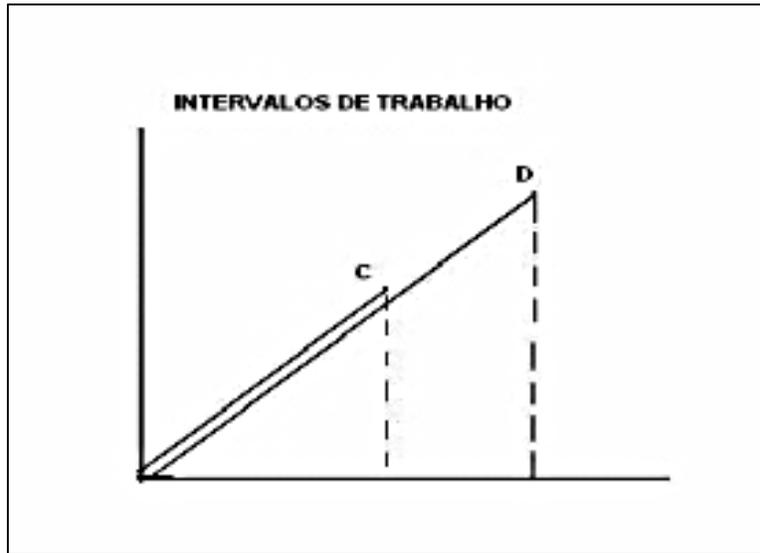


Fig. 5.

El alambre D tiene un intervalo de trabajo mayor que el C a pesar que su dureza sea idéntica. Uribe G. Ortodoncia. Teoría y Clínica. Medellín; Editorial de la Corporación para Investigaciones Biológicas: 1997 <sup>1</sup>.

### Conformabilidad

El que un alambre tenga una alta conformabilidad, se refiere a la capacidad que tiene el alambre de ser doblado en diferentes formas (dobles de primer, segundo y tercer orden) sin llegar a fracturarse <sup>2</sup>.

### Biocompatibilidad

Se refiere a la resistencia a la corrosión que sufre un alambre y a la tolerancia de los tejidos a los elementos químicos del mismo. Los estudios indican que si se logra un medio estable se garantizaría la permanencia de las propiedades del metal por un mayor periodo de tiempo <sup>3</sup>.

### Fricción

Al trabajar un caso en el cual necesitamos cerrar espacios, se creará un estado excesivo de fricción entre el alambre y el bracket durante la tracción de las piezas dentarias, ya sea obteniendo poco o ningún movimiento <sup>2</sup>.

[Escriba aquí]

Wire	Springback	Stiffness	Formability	Stored energy	Biocompatibility and environmental stability	Joinability	Friction
Stainless steel	Low	High	Good	Low	Good	Soldered Welded	Low
Cobalt-chromium	Low	High	Good	Low	Good	Soldered* Welded†	Low-moderate
Nickel-titanium	High	Low	Poor	High	‡	Not joinable	Low-moderate
Beta-titanium	Average	Average	Good	Average	Good	Welded	High
Multistranded	High	Low	Poor	High	Good	Soldered Welded	Not known

\*Soldered with some difficulty.  
 †Blue and yellow Elgiloy only.  
 ‡Some corrosion and failures noted.

Fig. 6

Tabla comparativa de algunas características de las aleaciones de arcos. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. American Journal of Orthodontic and Dentofacial Orthopedic. 1989; 96:100-9 <sup>2</sup>.

La aparición de los nuevos tipos de aleaciones, ha permitido sustituir al acero, permitiendo realizar cambios en el protocolo de tratamiento con el cual se solía trabajar, es ahí que recae la importancia de conocer cada una de las características de los alambres con los cuales se puede contar hasta el día de hoy; o por lo menos los más usados en nuestra realidad <sup>7</sup>.

## 2.2. Propiedades mecánicas

### Ductibilidad

Es la propiedad que le permite a un metal deformarse permanentemente cuando se le carga en tracción. La ductibilidad se determina mediante la prueba de tracción. En esta prueba se miden el área de la sección transversal y la longitud calibrada entre dos marcas de las muestras de prueba antes y después de estirarlos <sup>3</sup>.

### Tensión o esfuerzo

Distribución interna de la carga, definida en términos de fuerza por unidad de área o superficie <sup>4</sup>.

### La resistencia a la tracción

De un material en libras por pulgada cuadrada, puede determinarse al dividirse la carga máxima (en libras) entre el área de la sección transversal original (en pulgadas cuadas) antes del ensayo. Resistencia a la tracción (LPC) = carga máxima (libras) / Área de la sección transversal original (pulg. cuad.) <sup>3</sup>.

### Deformación

Al aplicar una fuerza sobre un metal éste cambia su forma. Esto quiere decir que un metal con fuerza de compresión se acortará y con una fuerza de tracción se alargará. Al cambio que sufre se le conoce como deformación.

[Escriba aquí]

## Plasticidad

Se le conoce como la deformación permanente en un metal durante la carga. Y es representado en el gráfico tensión por deformación como el tramo PR) <sup>4</sup>.

En la región de la curva representada por una recta, los gránulos del metal, así como los átomos dentro de los gránulos, se desvían sólo ligeramente; no se desplazan lo suficiente para evitar que las fuerzas electromagnéticas que mantienen unidos a los átomos los regresen a su relación original una vez liberada la fuerza <sup>4</sup>.

Al observa la gráfica en el punto en donde la curva inicia su desviación a la derecha, el metal sufre una deformación permanente, lo cual significa que, aun retirada la carga de fuerza, nunca volverá a su forma original<sup>2</sup>.

Durante la elaboración de las láminas metálicas, esta propiedad es una de las más útiles, pues al pasar por fuerzas en el laminado, prensado o forjado, logran ser conformados en un estado de altas o bajas temperaturas<sup>3</sup>.

## Resistencia

Cuando un metal es capaz de resistir una carga que lo deforma sin exceder el límite de deformación plástica, se le llama resistencia. En un gráfico se le conoce como la carga máxima que un metal puede entregar hasta el límite que permite el alambre <sup>2</sup>.

**Límite de ruptura.** Es cuando un metal no resiste más la carga y la deformación entonces se quiebra.

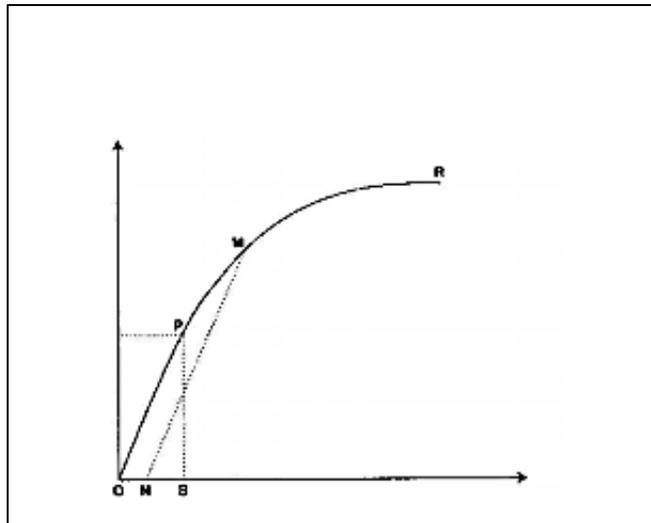


Fig 7

Gráfica de Tensión por deformación. Rossouw E. Friction: Overview. Semin Orthod. 2003; 9(4): 218-222 <sup>4</sup>.

La deformación plástica es representada al romperse un alambre por una fuerza excesiva, y esta además se da de manera progresiva. La ruptura de los alambres ortodónticos, generalmente resultan de la fatiga, que no es más que un endurecimiento excesivo por trabajo <sup>2</sup>.

Las propiedades mencionadas llegan a variar por los siguientes factores:

[Escriba aquí]

**El diámetro**, al duplicar el diámetro de un alambre voladizo o con apoyos a ambos lados<sup>5</sup>.

**La longitud**, al incrementar la longitud el doble de la inicial se producirá: disminución de la resistencia a la flexión; aumento en múltiplo de ocho de la elasticidad, además de la multiplicidad del rango en cuatro <sup>5</sup>.

**La forma de sección transversal**, para un arco metálico redondo la altura y la profundidad son las mismas y son coincidentes con el diámetro. En cambio, un alambre cuadrado y rectangular al existir dos dimensiones logran ser modificadas de manera independiente.

a) La altura, es la dimensión perpendicular al plano de flexión. La rigidez es proporcional al cubo de la altura y la fuerza es proporcional al cuadrado de ésta <sup>8</sup>.

b) La profundidad, es la dimensión perpendicular a la altura<sup>9</sup>.

### **Recuperación elástica**

Ésta propiedad nos indica, hasta qué punto un alambre puede llegar hacer deformado sin causar una deformación permanente. Al tener un metal una alta recuperación elástica se le puede realizar grandes activaciones las cuales nos darán una longitud de tiempo de trabajo <sup>8</sup>.

### **Resiliencia**

El punto en que la cantidad de energía que llega acumular cualquier tipo de metal, hasta antes de sobrepasar su límite elástico, es llamada resiliencia<sup>10</sup>.

### **Límite proporcional**

Se llama así, cuando la deformación de un alambre no es directamente proporcional a la carga ejercida sobre ella, sino al punto donde se obtienen las deformaciones más altas con las menores cargas ejercidas sobre la misma <sup>4</sup>.

### **Límite elástico**

Se trata de aquel último punto desde el cual un metal podría recuperar totalmente su forma original solo si se decide eliminar la carga ejercida sobre el mismo. En algunas ocasiones este límite puede coincidir con el llamado límite proporcional <sup>4</sup>.

[Escriba aquí]

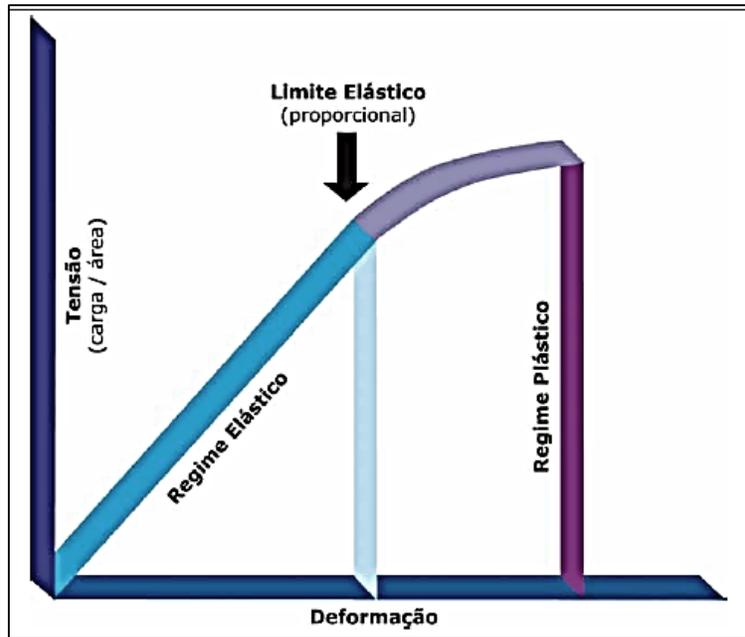


Fig. 8

Grafica que representa el limite elástico y limite plástico. Gurgel J, Ramos A, Kerr S. Fios Ortodonticos. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2001; 6(4):103-114<sup>3</sup>.

### Deformación elástica

Es tomada en cuenta desde el punto de partida de la carga y el límite proporcional, se dice que cuando se retira la carga la recuperación del alambre sería total<sup>5</sup>.

### Deformación plástica

Es aquella deformación que se obtiene al sobrepasar el límite elástico y el límite proporcional, donde el alambre termina con dos opciones, el que ya no recupere su forma original o que se quede deformado para siempre<sup>5</sup>.

### Módulo de elasticidad

Nombrada como Modulo de Young, se le denomina así a la constante que existe de la relación lineal en la Ley de Hooke, en una grafico sería representado por la pendiente bajo la curva<sup>1</sup>.

### 3. Tipos de aleaciones

Todo movimiento dentario se da gracias a la capacidad de cambio que tiene el hueso y los tejidos circundantes, a este proceso se le conoce comúnmente, como remodelación; éste mecanismo permite catalogar al hueso como un tejido dinámico.

Cuando una pieza dentaria inicia determinado movimiento, como respuesta a una fuerza aplicada sobre la misma; se originan una serie de mecanismos que dan como resultado su migración. Existen teorías que van intentado explicar las bases del movimiento dentario, algunas toman como protagonista al

[Escriba aquí]

hueso y otros al ligamento periodontal. Y ya sea porque el hueso no responde a fuerzas estáticas, por su falta de respuesta en dientes anquilosados y los experimentos donde el hueso por compresión sin interferencia del ligamento periodontal ha dado como resultados formación de hueso y no reabsorción, es que muchos desechan la idea, de que el hueso sea el mediador, quedando así sin dudas como protagonista el ligamento periodontal <sup>1</sup>.

El ligamento periodontal que interviene de igual manera en el movimiento dental se encuentra altamente innervado, y son precisamente éstas fibras nerviosas participes cuando hablamos de percepción del dolor, procesos inflamatorios y remodelaciones óseas; esta última, como lo mencionan Cheung y col, se dará por la actividad de osteoblastos, osteoclastos y marcadores inflamatorios, los cuales serán piezas claves cuando se desee acortar el tiempo de tratamiento ortodóntico.

Es por eso la importancia de conocer las características de los alambres más comúnmente usados en nuestros tratamientos de ortodoncia <sup>11</sup>.

### **3.1. Aleaciones de acero inoxidable**

#### **3.1.1. Acero ferrítico (FSS)**

##### **Composición**

Compuesto por 18% cromo, 8% níquel, 0.2% carbono y 73.8 % hierro <sup>1</sup>.

El cromo en el porcentaje indicado, protege del medio en que se pueda encontrar en caso de ortodoncia, hablamos del medio húmedo de la boca. <sup>11</sup>.

Además de eso, el níquel le da una mayor resistencia, además de ductilidad y tenacidad <sup>12</sup>.

##### **Propiedades**

La resistencia elástica trata de una de las propiedades de este tipo de metal que llega a ser causante de una gran carga de estrés en este tipo de arcos, es pues así que normalmente este alambre pasa por un tratamiento térmico luego de habersele realizado una gran variedad de dobleces, incrementando así la mejora de sus propiedades elásticas <sup>13</sup>.

Las investigaciones han demostrado que la flexibilidad del alambre de acero juega un papel importante dentro de las propiedades de éste; y que ésta será incrementada cuando le demos mayor longitud al alambre que estamos trabajando, como por ejemplo cuando le hacemos dobleces <sup>14</sup>.

Los arcos de acero, liberan una más alta cantidad de fuerzas que otros alambres, aun en periodos cortos; es por eso mismo que el profesional estaría obligado a realizar las diferentes activaciones de manera más frecuente o utilizando un mayor número de arcos <sup>15</sup>.

##### **Aplicación clínica**

La excelente formabilidad o plasticidad de esta aleación permite su versatilidad para el uso ortodóntico.

La fácil manipulación de éste el material lo indica para la aplicación en diferentes etapas del tratamiento ortodóntico. <sup>16</sup>

Actualmente el acero se emplea en las etapas del tratamiento cuyo contorno de los arcos debe ser establecido, con el fin de mantener las dimensiones transversales de los arcos dentales.

[Escriba aquí]

La combinación de la alta rigidez con la menor fricción en la interfaz de cable / ranura del brazaletes, cuando se compara a las demás ligas, hace del acero el hilo de elección para el cierre de espacios por deslizamiento<sup>17</sup>.

### 3.1.2. Acero Australiano

Este tipo de acero fue creado por Begg y Wilcock, cuando Begg intentaba lograr crear un alambre de acero que fuera flexible, que tenga alta resistencia y tenacidad, el cual pudiera utilizarla con la técnica que lleva su propio nombre.

Muchas investigaciones han concluido que este tipo de acero presenta un alto nivel de rugosidad en su superficie sumado a impurezas incrustadas, lo cual es generalmente atribuido al proceso de diseño durante la fabricación.

El acero australiano se puede encontrar en dos calibres: el redondo 0,012" y el 0,024" y según la calidad, las cuales van de acuerdo al grado de resiliencia, de menor a mayor se dividen en:

**a) Acero Australiano Regular y Regular Plus;** utilizados frecuentemente cuando se desea realizar dobleces significativos o en la formación de loops en el arco de alambre.

**b) Acero Australiano Especial y Especial Plus;** por su dureza no son los adecuados para realizar dobleces; pero gracias a su gran resistencia a la deformación permanente es el de primera elección en los casos de mordida profunda.

**c) Acero Australiano Premium, Premium Plus y Supreme;** son resilientes, pero no son óptimos para realizar dobleces agudos ya que tienden a ser altamente quebradizos<sup>18</sup>.



Fig. 9

Arco de intrusión Connecticut. Pelsue BM, Zinelis S, Bradley T, Berzins D, Eliades T, and Eliades G. Structure, Composition, and Mechanical Properties of Australian Orthodontic Wires. Angle Orthod. 2009(1); 97-101<sup>18</sup>.

[Escriba aquí]

## 3.2. Aleaciones de titanio

### 3.2.1. Aleaciones de níquel titanio

Descubierto por los años 70 y usado en los sectores navales y posteriormente introducido al área de la ortodoncia. El nombre nitinol precisamente se deriva de “ni”, níquel; “ti”, titanio y “nol” por haber sido descubierto en el Naval Ordinance Laboratory <sup>3</sup>.

#### Composición

Contiene 55% de níquel, 42% de titanio y 3% de cobalto <sup>1</sup>.

#### Propiedades

La recuperación elástica del nitinol es muy alta, y ésta asociada a su flexibilidad nos permite grandes deflexiones elásticas. <sup>18</sup>.

Un nitinol rectangular empleado al inicio del tratamiento nos proporcionara de manera simultánea torque, nivelación y corrección de rotaciones <sup>19</sup>.

Un metal del tipo nitinol se expone a temperaturas altas, éste obtendrá la capacidad de deformarse siéndole mucho más difícil volver por sí mismo a su original forma.

Los investigadores se han dedicado a estudiar la fricción que existe entre brackets y este tipo de aleación y obtuvieron como parte de los resultados que la fricción es mucho mayor en este tipo de aleación que con el acero inoxidable.

En cuanto a la resistencia a la corrosión las investigaciones dan datos antagónicos, algunos afirman que es igual que en el caso de los aceros inoxidables, en cambio otros aseguran que el nitinol es más susceptible<sup>2</sup>.

En este tipo de aleación, su forma y estructura dependerá de las temperaturas en que es fabricado, por lo cual se dividen en:

**a) Fase martensítica**, trabajada en temperaturas bajas y por lo tanto nos permitirá realizarle dobleces de manera permanente.

**b) Fase austenítica**, trabajada a temperaturas altas, este tipo de alambre se torna superelástico y por lo tanto no permitirá ningún tipo de doblez.

De este tipo de aleación se ha encontrado uno conocido como el NiTi-japonés; el cual sobresale por su gran poder de memoria y superelasticidad y otro como el NiTi-chino; representado por tener una temperatura de transición menor que el NiTi-americano y el poder ser doblado más que el NiTi convencional y muchísimo más que el acero inoxidable. <sup>20</sup>.

**c) Fase martensítica y austenítica**, son aquellas que tienen una fase de transición de martensita a austenita, las cuales serán activadas por fuerzas de tensión o cambios drásticos en las temperaturas de trabajo <sup>21</sup>.

[Escriba aquí]

## **Aplicaciones clínicas**

Excelente cuando comienzas un tratamiento, en las etapas de alineamiento y nivelación de las arcadas dentarias, pues origina fuerzas ligeras, así es ideal en apiñamientos excesivos y en casos de discrepancias en los planos verticales y transversales en los que se trabaja. Estos arcos ya son vendidos de manera preformada tanto en su forma redonda, rectangular y cuadrados <sup>21</sup>.

Por tener mayor resistencia pueden ser usadas con una sección transversal mayor, permitiendo mayores curvas y un mejor encaje en el slot de los brackets en fases iniciales, con esto se promueve mayor activación en el movimiento dentario <sup>22</sup>.

Es difícil doblar estos alambres debido a su gran resiliencia y a su gran ductilidad <sup>23</sup>.

Gracias a su bajo módulo de elasticidad, (aproximadamente la cuarta parte de la del acero inoxidable y Elgilloy), las fuerzas ortodónticas son muy bajas comparado con otras aleaciones, y la tasa elástica disponible para el movimiento dentario es mucho mayor para el Nitinol <sup>23</sup>.

El bajo módulo de elasticidad (E) del Nitinol, comparado al del acero inoxidable, significa que un alambre de Nitinol de 0,457 mm tiene la rigidez aproximada de un alambre de acero inoxidable de 0,330 mm. Pero la principal propiedad del Nitinol es la resistencia frente a la deformación permanente. <sup>23</sup>

En los alambres de Níquel-Titanio, debido a que la deformación permanente depende del tiempo que se produce una pequeña deformación adicional entre los ajustes. éste se puede deformar permanentemente con facilidad <sup>24</sup>.

Por lo tanto, el Nitinol es más útil cuando se necesitan grandes deflexiones y fuerzas bajas en alambres relativamente rectos.

La mayor ventaja del Ni-Ti frente a las otras aleaciones utilizadas en la ortodoncia es el menor módulo de, esto quiere decir, una excelente flexibilidad <sup>24</sup>

Si se compara los alambres de acero inoxidable, con los alambres de Ni-Ti, éstos son mucho más difíciles de deformarse permanentemente por la manipulación normal lo que le permite al profesional ajustar el arco en el slot de los brackets. Por otro lado, la alta flexibilidad de esta aleación no debe confundirse con su alta formalidad; ya que los alambres de Ni-Ti son frágiles y no pueden ser doblados sobre sí mismos pues corren el riesgo de fracturarse <sup>25</sup>.

En un gráfico donde se observe la suave inclinación de la curva de tensión se apreciará que la desactivación de un alambre de Ni-Ti ocurre con liberación de fuerzas más constante que las demás aleaciones <sup>26</sup>.

### **3.2.2. Aleaciones de cromo níquel titanio**

#### **Composición**

Manteniendo la composición química del NiTi tradicional, a éste se le agrega el cromo, este tipo de alambre destacado por su mayor superelasticidad y memoria <sup>3</sup>.

#### **Propiedades**

Existen 4 tipos, según la temperatura en la que fueron trabajados:

[Escriba aquí]

**a) Tipo II, 27°C** – Superelástico; muy parecido al NiTi convencional, pero donde el cobre le da una mayor flexibilidad y fuerzas más constantes durante un mayor rango de tiempo; por lo cual es recomendado en pacientes con alto umbral del dolor y tejido periodontal sano.

En este tipo tenemos el NiTi-japonés, el cual mientras la fuerza del alambre va alineando las piezas dentarias su fuerza va cediendo, éste va sufriendo una transformación austenita, y de esa manera se desactiva.

No es útil para realizar dobleces ni para recibir soldaduras.

**b) Tipo III, 35°C** – Termoactivado; proporciona fuerzas mucho más ligeras, también usado en pacientes con tejido periodontal sano, pero ligeramente comprometido y un umbral del dolor promedio.

**c) Tipo IV 40°C** – Termoactivado; proporcionan fuerzas intermitentes y al sobrepasar los 40°C se tornan rígidos; por lo cual es recomendado en pacientes con un umbral del dolor muy bajo y que presenten alteraciones en el tejido periodontal considerable <sup>2</sup>.

### **Aplicación clínica**

Debido a que producen fuerzas ligeras, sirven generalmente en casos de apiñamientos severos, por ende, es generalmente usado en las primeras etapas de un tratamiento de ortodoncia. Éste tipo de aleaciones se puede trabajar con arcos redondos, cuadrados y rectangulares <sup>13</sup>.

Al poseer una mejor resistencia pueden ser usadas con un grosor mayor, permitiendo mayores curvas y un mejor encaje en el slot de los brackets en fases iniciales, lo cual ortoga mayor activación en el movimiento dentario. <sup>26</sup>

### **3.2.3. Aleaciones de beta titanio (TMA)**

Hace solo una década ha obtenido una mayor popularidad <sup>1</sup>.

#### **Composición**

Compuesto por 11% de molibdeno, 6% de zirconio, 4% de estaño y 79% de titanio. Inventado por el Dr. Burstone, con el objetivo de reemplazar al acero y el NiTi <sup>2</sup>.

#### **Propiedades**

Tiene el poder de recibir soldadura solamente eléctrica le permite asociarse a otros dispositivos; gracias a la composición que presenta, ésta posee una gran resistencia a la corrosión <sup>27</sup>.

En el año 2004, Kusy realizó un estudio del tipo prospectivo “Comparación de la superficie rugosa y la resistencia al deslizamiento de 6 tipos de arcos basados en TMA” concluyeron que las superficiales y resistencias de fricción de los productos contemporáneos están mejorando con cada generación de alambres de beta titanio, que en las seis muestras investigadas, existían sólo 2 grupos realmente en la evaluación del acabado de su superficie: 1. Beta III, Resolve, y CNA; y 2. TMA, TMAL y TiMolium. Y que, si ocurre binding o no, la resistencia de fricción parece independiente de los acabados de la superficie o implantación de iones, y que con todas las investigaciones realizadas por todas las casas comerciales y anuncios que podemos encontrar, debemos de priorizar las características ya conocidas de cada tipo de alambre <sup>27</sup>.

[Escriba aquí]

### **Aplicación clínica**

El TMA se ha aplicado para confección de muelles de corrección radicular, muelles de retracción, resortes de verticalización de molares, "Cantilever" para la intrusión segmentada, utilizando hilos rectangulares de calibre .017 x 022 "o .019 x 025" <sup>28</sup>.

#### **3.2.4. Aleaciones de titanio- niobio.**

Esta aleación fue concebida en 1977, por científicos en SulzerBros (Suiza). Fue introducida en 1985, a la práctica clínica, ya que presenta buena biocompatibilidad con el cuerpo humano; es así que también es usada en la elaboración de prótesis de reemplazo de cadera <sup>28</sup>.

El Niobio es conocido por ser un metal de transición su color gris brillante cambia al encontrarse en contacto con el aire, pues adquiere un color azul. Es dúctil, blando y poco abundante, tiene conductividad térmica y eléctrica por lo que se lo usa en aleaciones superconductoras, Se fusiona también en metales con acero y titanio <sup>28</sup>.

Recientemente introducido en el mercado el hilo Titanium-Niobium (Ormco / Sybron) se compone de la Comisión de los materiales de su nombre, permite doblado y presenta propiedades mecánicas similares al TMA, pero con menor rigidez, además se puede destacar que:<sup>4</sup>

Las aleaciones del TN tienen el 60 % de rigidez del TMA, de esta forma es que logran generar fuerzas más ligeras, son ideales para realizar algunos dobleces durante la etapa de finalización. Además, son muy resistentes, como para corregir a través de pequeños dobleces la son muy resistentes a la corrosión discrepancias verticales severa. <sup>28</sup>

Aparte de lo mencionado, también presentan resistencia a la corrosión y tienen una excelente maleabilidad, al tener superficies pulidas y lisas los hace aptos para biomecánicas de fricción. Y no son tan quebradizos como el TMA convencional. <sup>28</sup>

#### **3.2.5. Aleaciones de CNA.**

Al ser una variación de las aleaciones de beta-Titanio, tienen además mayor resistencia a la fractura y con posibilidad a ser utilizadas en mecánicas de fricción. Esta aleación fue desarrollada junto con el Dr. R. Nanda y libre de Níquel <sup>3</sup>.

Tienen una moderada rigidez; se caracteriza por un bajo módulo de elasticidad, tiene alta flexibilidad. Tienen una gran resistencia a la corrosión, se pueden doblar un 100% más que el acero inoxidable. No se quiebra tan fácilmente como el TMA convencional. Con este tipo de aleación se puede confeccionar los arcos de intrusión como el tipo Connecticut, creados por el Dr. R Nanda <sup>15</sup>.

### **Aplicación clínica:**

Pueden ser usados para la intrusión anterior, extrusión molar y para la realización de tip back distal molar en la preparación de anclaje posterior y corrección de clase II, ya que soporta dobleces y ejerce fuerzas elevadas; además permite el cinchado posterior <sup>15</sup>.

### **3.3. Aleaciones de cromo cobalto (ELGILLOY)**

[Escriba aquí]

## Composición

La composición química es de; 40% cobalto, 20% cromo, 15.81% hierro, 15% níquel, 7% molibdeno, 2% manganeso, 0.15% carbono y 0.04% berilio <sup>2</sup>.

## Propiedades

El molibdeno es el elemento que le otorga una mayor resistencia a la fatiga a esta aleación, además de una menor deformación que con los alambres de acero inoxidable. Y también una mayor rigidez, por lo tanto, una mayor fricción que con el acero <sup>15</sup>.

El Elgiloy azul, el cual es el más comercializado y que al ser sometido a tratamiento térmico incrementa su templado y resistencia, otorgándole aún más rigidez que el que tiene el acero inoxidable.

El Elgiloy amarillo, es una aleación con mayor propiedad de ductibilidad, elasticidad y resiliencia que el del tipo azul. El Elgiloy rojo por otro lado, es superelástico por lo que se debe trabajar con él con mucho cuidado ya que tiende a fracturarse. <sup>3</sup>

Debido a su composición química, los alambres del tipo cromo/ cobalto tienen muy buena maleabilidad, almacenan una gran cantidad de energía y tiene una baja fricción, entre otras. <sup>1</sup>

Gracias a su alta conformabilidad es de gran ayuda en la realización de diferentes dobleces, lo cual, a su vez, nos reduce el tiempo de trabajo <sup>29</sup>.

Estas aleaciones presentan propiedades muy parecidas al acero: como excelente módulo de elasticidad, bajo módulo de resiliencia, excelente tenacidad y biocompatibilidad.

Según los cuatro tipos de alambre que se comercializan, el fabricante le otorga las siguientes características para tener en consideración en la parte clínica: <sup>2</sup>

**El Elgiloy Azul (macizo):** Presenta una elasticidad normal, comercialmente es el más conocido, se indica cuando se necesita realizar dobleces o soldar aditamentos. Al no ser calentados tienen 60 % menos de rigidez del acero y con calor llega a 120 % y más aún logra superarlo.

**El Elgiloy Amarillo (dúctil):** Se trata de una aleación con mayor ductibilidad, elasticidad y resiliencia que el azul. Al poder doblarse con facilidad, se le debe soldar con precaución, al darle tratamiento térmico puede obtenerse mayor rendimiento.

**El Elgiloy Verde (semi resiliente):** Con mayor resiliencia que el amarillo. Se incrementan las características de temple por medio de los tratamientos térmicos.

**El Elgiloy Rojo (resiliente):** Presenta hiperelásticidad y con la mayor resiliencia de los alambres de la familia Elgiloy. Al recibir calor se torna demasiado elástico y susceptible a la fractura <sup>15</sup>.

## 4. Factores que influyen en las propiedades

### 4.1. Corrosión

El peor de los daños que sufre un arco por la corrosión es el aumento en la capacidad de adherencia microbiana y la fricción entre el arco y el slot del bracket.

[Escriba aquí]

Con el objetivo de evaluar la corrosión, se dan numerosas pruebas en laboratorio, como, por ejemplo: el potencial de ruptura, cambios en la rugosidad de los alambres y la liberación de iones <sup>30</sup>.

Cuando la liberación de iones es evaluada, se observará que según el tipo de aleación con la cual ese está trabajando, se obtendrá diferentes tipos de iones: en caso se observe la liberación de los iones de óxido de titanio será porque hablamos de las aleaciones de titanio; y en el caso se observe iones de óxido de cromo liberados será pues porque nos referimos a las aleaciones de acero inoxidable y a los de cobalto-cromo <sup>31</sup>.

En algunos pocos casos se ha observado que el níquel puede ocasionar hipersensibilidad, llegando a una dermatitis, asma y/o citotoxicidad <sup>31</sup>

Que los iones de níquel, ocasionen reacciones inflamatorias alterando el comportamiento celular, fue observado en estudios como el de Carroll en el 2002, el cual realizó un estudio donde evaluaba el comportamiento de alambres como el nitinol en diferentes medios, con respecto a su liberación de iones y su relación con la corrosión <sup>30</sup>.

Pero cabe mencionar que el cromo trivalente, podemos hallarlo en ciertos alimentos que en cantidades muy bajas no son tóxicos.

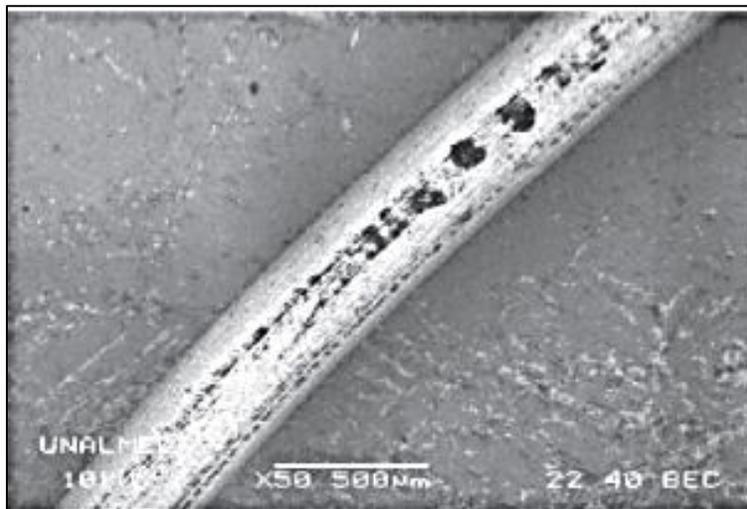


Fig.10

Alambre NiTi sumergido en saliva artificial muestra corrosión. Carroll W. Kelly M. Corrosion behavior of nitinol wires in body fluid environments. J Biomed Mater Res A. 2003; 67(4):1123-30. <sup>30</sup>

#### 4.2. Oxidación

Al evaluar que los materiales en cuestión suelen eliminar partículas durante el tiempo que llevan en boca, un medio húmedo, y buscando el mantener la salud bucal de los tejidos circundantes, es decir la mucosa, es pues que se trajo otro factor que debe tomarse en cuenta; entre los elementos que se han usado biocompatibles con la boca para la fabricación de los alambres o brackets tenemos: el hierro, el cromo, el cobre y el cobalto entre otros, todos ellos liberan radicales libres de manera directa pero el níquel lo hace de manera indirecta <sup>32</sup>.

[Escriba aquí]

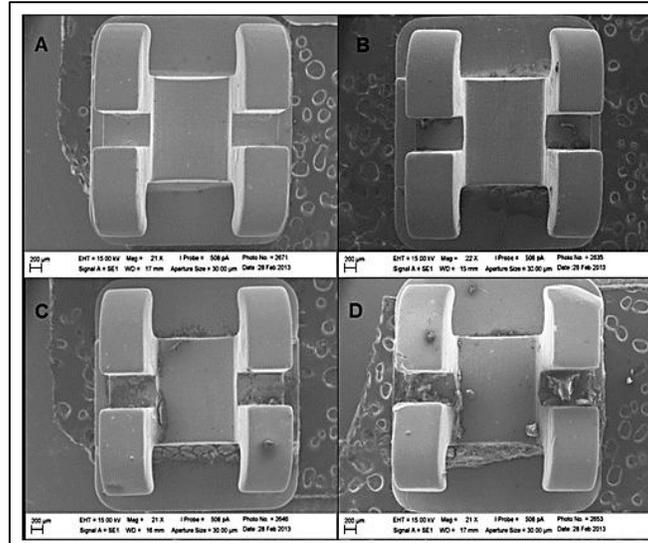


Fig. 11

Imagen de oxidación del microscopio electrónico. Dos Santos A, Pitton M, Carvalho F, Lemes H, Silva B, Dos Passos T, Lacerda-Santos R. Effect of time and ph on physical-chemical properties of orthodontic brackets and wires. Angle orthodontist. 2015; 85(2): 298-304.

Los radicales libres se encuentran de manera natural en las células vivas del ser humano producidas por fuentes físicas o químicas exógenas y son contrarrestadas a través de un propio metabolismo, nuestro ADN está preparado para eso. Pero cuando estos radicales incrementan de manera indiscriminada pues pueden desarrollar mecanismos carcinológicos. Estudios ya los han detectado en leucocitos y orina, pero estos han sido estudios independientes, ya que muchos de estos que han sido financiados por las industrias comercializadoras de estos materiales han negado el daño.<sup>33</sup>

### 4.3. La fricción

Cuando se realiza un tratamiento de ortodoncia, en el que por ejemplo trabajamos una mecánica de deslizamiento, uno de los primeros factores que se toman en cuenta es la fricción; en la cual influyen a su vez una serie de variables para que esta fricción pueda aumentar o disminuir. Así que, antes de profundizar en cada uno de esas variables debemos tener muy en claro lo que es la fricción.

Cuando revisamos la literatura concerniente, ésta define a la fricción como la resistencia al desplazamiento que existe cuando dos objetos están en contacto; y en el caso de un tratamiento de ortodoncia nos enfocamos en la relación bracket y alambre<sup>33</sup>.

[Escriba aquí]

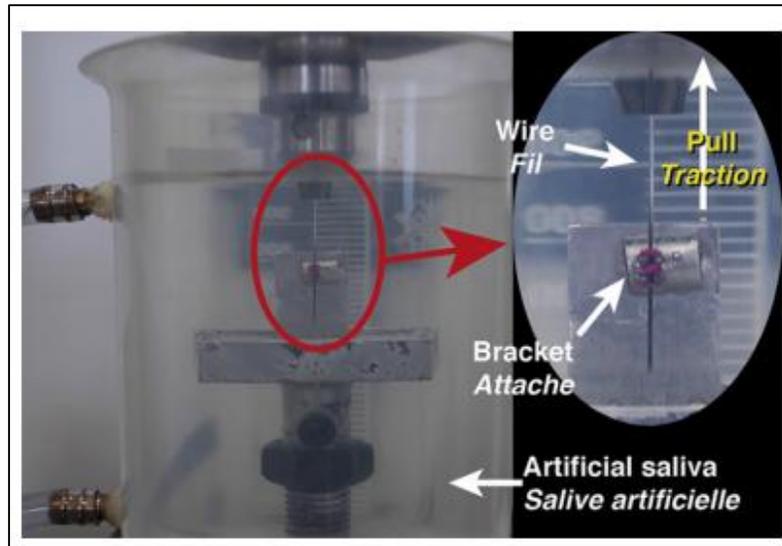


Fig. 12

Prueba de fricción entre arco y bracket en un medio húmedo, la fricción fue medida por una máquina de prueba universal. Anuwongnukro N et al. Comparison of friction forces between stainless orthodontic steel brackets and TiNi wires in wet and dry conditions. *International Orthodontics*. 2017; 10:1-12.

Cuando estudiosos como Kusy y Whitley en 1997 realizaron investigaciones, concluyeron que la llamada fricción clásica, era aquella fuerza que se antagoniza al deslizamiento siempre y cuando se trabaje con angulaciones y torques inferiores; además determinaron que el objetivo de lograr manejar esta fricción es para incrementar la eficiencia de los dispositivos usados en la biomecánica durante el plan de tratamiento.<sup>16</sup>

En ocasiones las investigaciones han demostrado que ante grandes cargas de fuerza y por ende una alta fricción, la cual no necesariamente es algo que se busca; esto puede ocasionar un gran daño en los tejidos circundantes, debido a la tensión; y más aún en los sectores posteriores ya que éstos funcionan en la mayoría de los casos como anclaje. Por otro lado, durante las etapas de alineamiento y nivelación, o más claro cuando finalice la misma, no habrá deslizamiento alguno hasta que sea superada la fricción estática, y esto podría aumentar el tiempo de trabajo<sup>34</sup>.

### **Fricción estática**

Aquella fuerza que impide que un cuerpo inicie su movimiento, es conocido como fricción estática; la cual es igual a la fuerza neta aplicada sobre el cuerpo, pero en sentido opuesto. Matemáticamente este tipo de fricción puede ser siempre mayor al coeficiente de fricción dinámico; Algunos lo denominan también como la fuerza requerida para iniciar el movimiento.<sup>7</sup>

### **Fricción dinámica o cinética**

Denominada así a la fuerza que se observa cuando se rompe el estado de reposo en que se encuentra el cuerpo e inicia su movimiento<sup>7</sup>. También es conocida como la fuerza necesaria para mantener el movimiento.

Muchos y diferentes investigadores, al igual que Kusy y colaboradores, determinaron que la resistencia al deslizamiento, involucraba tres factores<sup>31</sup>.

[Escriba aquí]

- a) La fricción clásica, la cual a su vez comprende la fricción estática y cinética antes mencionadas.
- b) Binding, producido cuando el arco se desliza en el slot y este tiene un grado de libertad, dándole al alambre cierta cantidad de movimiento, siendo ahí que éste sufre una deformación, pero solo hasta el punto en que este aún puede volver a su estado inicial.
- c) Notching, al igual que en el binding, pero esta vez la deformación producida en el alambre donde éste ya no vuelve a su estado inicial <sup>5</sup>.

La manera en que se genera la fricción es explicada por dos mecanismos:

**a) Por adhesión.** Al utilizar dinámica de deslizamiento para el tratamiento, la fricción entre las superficies de los dos objetos generará un aumento de presión sobre los mismos, lo que formará una soldadura, y con el movimiento la soldadura se romperá; el residuo de esta fractura se denomina fragmentos, Es su aumento lo que conduce al aumento de la fricción, por esta razón se debe enfatizar que la fricción también dependerá de la resistencia al corte de las dos superficies. En los materiales de ortodoncia, llamamos a esta dureza. <sup>4</sup>

**b) Por deformación.** En este caso, de la misma forma, si tenemos deslizamientos al tratar superficies dúctiles, estas sufrirán una deformación plástica, lo que eventualmente conducirá a la fractura o rotura del material, aumentando así la fricción. <sup>4</sup>

### Leyes de la fricción

Kusy y Whitley señalaron en 1997 que la mejor manera de comprender su investigación para evaluar la fricción entre el slot y el arco es comprender la base, por lo que trataron de evaluar la fricción en su estudio, lo cual se observa entre el bracket y el arco y se basa en la ley que rige la fricción. <sup>16</sup>

**a) Primera ley,** determina que la fuerza de fricción será proporcional a la fuerza usada, que es una constante llamada coeficiente de fricción.

**b) Segunda ley,** nos menciona que el valor de la fricción no va depender de las superficies en contacto, pero que solo se cumplirá si se trata de materiales que logran deformarse.

**c) Tercera ley,** la fricción no depende de la velocidad con la cual se da el deslizamiento, pero cabe recalcar que no se cumple con los materiales usados en ortodoncia <sup>16</sup>.

#### 4.3.1. Factores que influyen en la fricción

##### Rugosidad

Investigaciones como las realizadas por Alfonso y colaboradores realizadas en 2013 evaluaron el cambio en el coeficiente de fricción del arco de alambre sumergido en saliva artificial y determinaron que la rugosidad de cada superficie metálica es diferente, por lo que esto puede afectar el cambio de fricción <sup>17</sup>.

Dentro de las aleaciones de metal, más usadas en el área de ortodoncia se sabe que la rugosidad entre el acero inoxidable, el NitiCu, o el titanio molibdeno por mencionar algunos no es significativa, por lo que no se considera como un factor determinante de una marcada diferencia en los grados de fricción.

<sup>17</sup>

[Escriba aquí]

Kusy et al., realizaron un estudio en el 2004 para demostrar que la rugosidad de los alambres basados en titanio o tipo TMA es diferente y el valor de fricción depende de estas rugosidades. Para ello, se usaron 6 arcos de alambre de 4 marcas de fabricación (ORMCO, Unitek, GAC, Ortho Organizers) es de 0,017 x 0,025, el bracket usado fue de 0,022 y ligadura de acero de 0,10. Divididos en dos grupos, observaron su rugosidad y luego determinaron su composición interna, luego se ataron al slot y realizaron pruebas de fricción en 6 ángulos diferentes de segundo orden. Como resultado, la superficie rugosa obtenida para todas las marcas fue constante, pero incluso en la superficie de la aleación ORMCO TMA se obtuvo grietas. En cuanto a la composición, existe una diferencia entre lo encontrado y la referencia de fabricación del alambre, y en lo que se refiere al coeficiente de fricción, la diferencia entre una marca y otra es pequeña y no tiene nada que ver con la rugosidad superficial.<sup>31</sup>

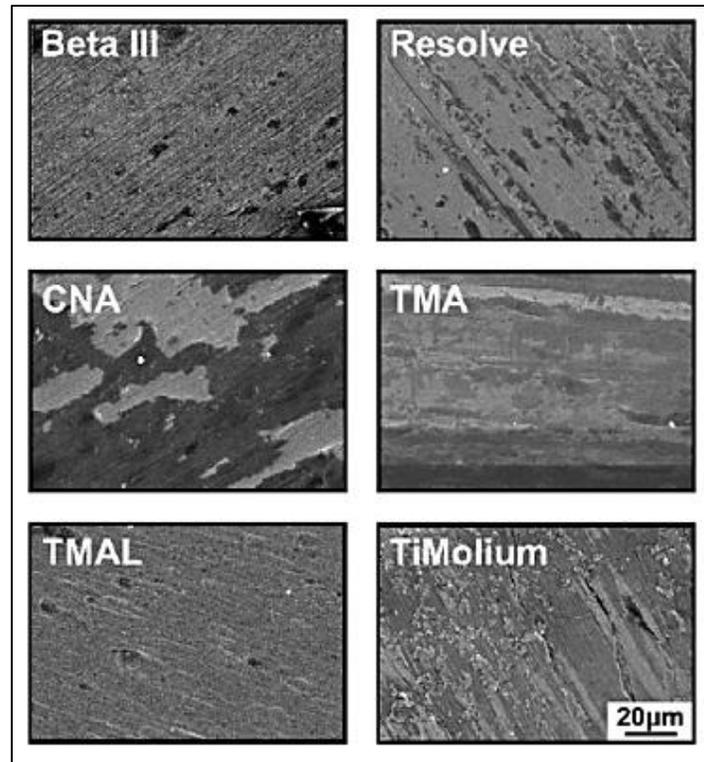


Fig. 13

Superficie de 6 arcos de alambre de titanio a través de microscopio electrónico de barrido. Kusy RP, Whitley JQ, Gurgel J. Comparisons of surface roughnesses and sliding resistances of 6 titanium-based or TMA-type archwires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004(5); 126:589-603<sup>23</sup>.

## Bracket

Como todos sabemos, una de las superficies implicadas en el deslizamiento es la ranura del slot. En vista de esto, se ha investigado mucho para reducir la fricción, que se atribuye al tipo de soporte o agregar ciertas características a la ranura.

Hoy, en el mercado, encontramos una amplia variedad de soportes para materiales y piezas. Es decir, en presencia de brackets metálicos, cerámicos o de resina, también aumentan las variables de autoligado o no autoligado<sup>12</sup>.

Estudios como el de Kumar en 2014 evaluaron las diferencias de fricción al usar diferentes tipos de aparatos ortopédicos e incluso los combinaron con diferentes arcos de alambre. En los resultados que

[Escriba aquí]

encontraron, por un lado, enfatizaron la diferencia de fricción. En comparación con el stent tradicional adherido con elastómero, la diferencia de fricción del bracket autoligado es menor; por otro lado, al enfocarse solo en el tradicional bracket y combinando diferentes tipos de arcos de alambre, todos producen alta fricción <sup>23</sup>.

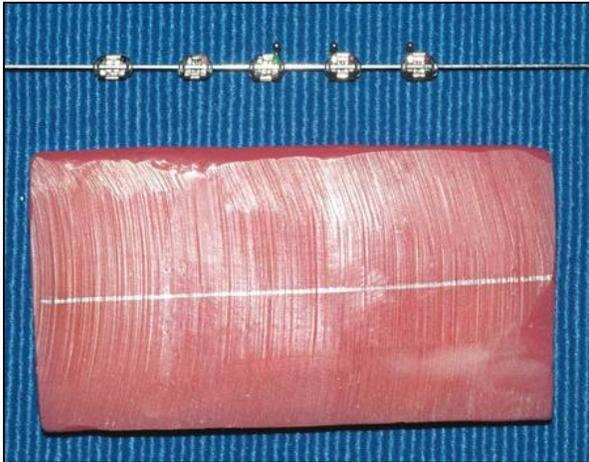


Fig. 14

Modelo experimental evaluando la fricción bracket/ arco. Kumar S, Singh S, Hamsa R, Ahmed S, Prasanthma, Bhatnagar A et al. Evaluation of Friction Using Various Brackets and Archwire Combination. Journal of Clinical and Diagnostic Research. 2014; 8(5): 33-36 <sup>23</sup>.

### Brackets Edgewise

Angle luego de ofrecernos una clasificación de las maloclusiones, que se basaba en la posición mesiodistal de los primeros molares superiores e inferiores y dedicarse a enseñar en su escuela una filosofía conservacional, en el cual una oclusión ideal dependía de la presencia de todas sus piezas dentarias, se dio cuenta que algunos de los cuales fueron sus propios alumnos salían de su escuela con una idea diferente a la sola expansión de las arcadas para compensar las malposiciones dentarias <sup>13</sup>.

Ante sus ideas originalmente Angle invento y patento numerosos dispositivos para la culminación de los tratamientos de ortodoncia. Lo primero fue la creación de un arco dental (una cinta) en cual se unía en las caras vestibulares de cada una de las piezas dentarias, unidos por soldaduras a dos bandas atornilladas a los dos primeros molares; cada pieza era unida por ligaduras hasta que poco a poco eran llevados a la oclusión. Todo el kit de estos materiales era agrupado en una caja y comercializados; éste hecho fue duramente criticado ya que muchos otros autores indicaban que cada profesional debía elaborar de manera individual sus propios aparatos <sup>1</sup>.

Posterior a éste dispositivo aparecieron los llamados “Aparatos de pino y tubo”; el cual debería tener un mayor control puesto que cada pieza dentaria tenía un pin que de manera individual iría aliviando el apiñamiento sin ser muy agresivo con los tejidos redundantes, puesto que la cinta orinal movía todo en

[Escriba aquí]

grupo sin poder hacer diferencia en las cargas de fuerzas ejercidas ya sea que la pieza necesitara mucho o poca fuerza, todas recibían la misma carga <sup>1</sup>.

### **Aparato de cinta**

Lo innovador de este dispositivo era que los brackets poseían encajes verticales en un sentido ocluso gingival, posterior a eso Angle iba variando cada vez mas muchos otros detalles de este dispositivo como por ejemplo el slot o encaje no solo sería en sentido vertical sino también horizontal, éste encaje ahora podría darse o fijarse en el centro, finalmente el encaje llego a tener una dimensión de 0.022 pulgadas de altura y 0.028 pulgadas de profundidad.

Esto finalmente permitió tener mucho mayor control en los movimientos en los tres planos. Siendo así ésta la mejor herencia que dejo al campo de la Ortodoncia, ya que años después el famoso creador de cada uno de los dispositivos fallece <sup>3</sup>.

### **Prescripción Roth**

Roth baso la creación de sus nuevos dispositivos en las seis llaves de Andrews, ante la necesidad que para él era, el corregir la fase final de los tratamientos que se estaban realizando, incluyendo un ajuste oclusal. Además de eso, Roth quiso incluir una sobrecorrección en la posición final de las piezas dentarias, y así de esta manera cualquier recidiva que ya se esperase, terminaría dejando a las piezas en la más correcta posición <sup>9</sup>.

Los puntos clave que este autor consideraba en su nueva prescripción eran: lograr una clase molar I, una guía anterior que calce de manera armoniosa con la posición de los caninos, la posición axial de las piezas dentarias posteriores, mantener una posición céntrica de la mandíbula teniendo un número suficiente de cúspides y fosas para que esto sea posible <sup>9</sup>.

### **Autoligados**

Pasando de manera agigantada la aparición de los diferentes tipos de brackets, ésta innovación nos traer a los consultorios una variedad más.

Ante la necesidad de algunos estudiosos de eliminar el utilizar un accesorio extra para ligar cada una de las piezas dentarias con el alambre pues aparecen este tipo de brackets que no consta pues de dos partes, una fija y otra móvil, que es pues quien se encargara de hacer la función de la ligadura ya que sujetara al alambre al bracket. En beneficio a esta nueva presentación los autores creadores definen que: permitir un completo encaje del alambre al slot del brackets, que exista una menor fricción, ser más rápidos de usar y por consiguiente menor tiempo en el sillón, ser cómodos para el paciente y ser de fácil manejo. Son motivos suficientes para ser un dispositivo a elección. <sup>12</sup>

Hay que tener en cuenta que, de todas las características mencionadas de este último dispositivo, la disminución en la fricción sería honestamente el de tomar en consideración en la biomecánica de nuestros tratamientos, sabiendo que dependiendo de la gravedad del apiñamiento podría ser el tener un mayor o menor deslizamiento algo ventajoso. <sup>12</sup>

Más allá de la prescripción a elección y de cuáles fueron las innumerables variaciones de éstos dispositivos, la especialidad de Ortodoncia ha puesto su objetivo en otro factor lo que supuestamente beneficiaría al profesional para tener una mayor gama de elección en cuanto a materiales, básicamente se trata de la composición de éstos, como, por ejemplo:

**a) Metálicos;** aun siendo los primeros brackets con los cuales se inició el trabajo de aparatología fija, siguen siendo por excelencia los tipos de brackets a elección en primera instancia, ya que muchos

[Escriba aquí]

profesionales le atribuyen características como, menor fricción entre su slot y los alambres a usar, menor riesgo a dañarse, es decir, romperse el material, mayor seguridad en cuanto a la adhesión, más fácil a la hora del retirado y con menos daño en el esmalte post retiro de brackets <sup>35</sup>.

**b) Estéticos;** van hacer considerados así a todos aquellos que de alguna manera han intentado influir tanto en el color, para que sea menos perceptible a la vista y/o al tamaño del brackets. Dentro de ellos inicialmente aparecieron: <sup>36</sup>

° **De policarbonato,** en el aspecto estético, estos tipos de brackets lograron su propósito, pues son de color blanco. Pero mecánicamente tenía muchas deficiencias, sobre todo en la fricción que aumentaba entre el slot y los alambres a usar; es por eso que años más adelante, ahora éstos brackets los encontramos con ranuras metálica; más, aun así, no han logrado superar la diferencia de una pobre adhesión y/o microfrazuras <sup>35</sup>.

° **Cerámicos;** dentro de ellos vamos a encontrar tanto los brackets hechos de alúmina como los de zirconio, ambos mucho más estéticos que los de policarbonato, pero con una similar desventaja, su poca resistencia a la fractura pues suele causar microfrazuras que ante la primera aparición comienza a extenderse. Continuamente han incrementado su poder de adhesión ya que se logra de manera mecánica como estética; pero no deja de flaquear en el riesgo de fracturarse por lo que de igual manera que los anteriores en el mercado encontramos, estos brackets con slot metálico <sup>36</sup>.

Inicialmente estos brackets que fueron estudiados por Swartz, eran diferenciados ya que unos eran brackets policristalinos compuestos de partículas de óxido de aluminio irregulares y los otros monocristalinos, muy a pesar que en su mayoría contenían las mismas partículas la temperatura en las cuales eran fusionados tenían un rango de diferencia de 600°C, siendo los segundos los que requerían la mayor temperatura <sup>35</sup>.

° **Zafiro;** al ver que los brackets cerámicos iban cambiando de color con el pasar de los años, aparecen los de zafiro los cuales su transparencia es más estable, claro que se debe recalcar que un factor muy importante e incluso determinante son los hábitos en cuanto a la ingesta de tinciones y su nivel de higiene bucal <sup>35</sup>.

## Medio bucal

Las características del ambiente bucal determinan los factores que afectan el desempeño del alambre de ortodoncia. Naturalmente, está estrechamente relacionado con la salud, la higiene y la nutrición de cada paciente.

Características como la temperatura, pH, ion fluoruro, oxigenación, microorganismos, etc. suelen afectar directa o indirectamente a las características de los metales utilizados en ortodoncia. <sup>37</sup>.

Investigaciones como Dos Santos A. y sus colaboradores en 2015 destacaron el impacto del pH ambiental en el desempeño de los materiales más utilizados en ortodoncia (como brackets y alambres metálicos); la composición biológica de la cavidad bucal, acidez, acumulación de flora bacteriana, formación de detritos, etc. cambian, y cuanto mayor es la diferencia, mayor es el tiempo de retención de la sustancia en la cavidad bucal, por lo que considerando que el arco cambiará regularmente, lo más afectado es la superficie del bracket. <sup>32</sup>.

Del mismo modo, un estudio en 2016 de Kumar y colaboradores mostraron que el acumulo de depósitos en la superficie arqueada durante semanas o meses es la causa del proceso de corrosión de estos alambres, lo que a su vez afecta la fricción <sup>21</sup>.

[Escriba aquí]



Fig. 15

Prueba con modelo de placa acrílica en Instron Universal Testing Machine para análisis de resistencia de fricción. Kumar A, Khanam A, Ghafoor H. Effects of intraoral aging of arch-wires on frictional forces: An ex vivo study. J Orthodont Sci. 2016;5: 109-16 <sup>21</sup>.

Si bien la saliva puede llegar a aumentar, disminuir o quizás no alterar de ninguna manera la fricción dada entre bracket y el alambre, esto básicamente dependerá de las características físicas y químicas de los materiales en cuestión.

Hay otros autores que mencionan que más allá de la saliva la fricción podría ser influenciada por la carga de fuerza aplicada. Por ejemplo, si la saliva actúa como lubricante en la boca, pero con fuerzas muy ligeras, esto puede disminuir la fricción; pero si la carga de fuerza es incrementada, la saliva que existía entre ambos cuerpos sería expulsada y habría contacto metal con metal por lo que la resistencia al deslizamiento naturalmente aumentaría <sup>37</sup>.

[Escriba aquí]

## **5. Aspectos físicos que participan en la biomecánica del tratamiento**

### **5.1. Resistencia al deslizamiento**

Cuando comenzamos cualquier tema sobre deportes, lo primero que debemos recordar es la ley de Newton, que es la base de todas las investigaciones interminables en torno a ella en la actualidad. No hay escapatoria de la zona de ortodoncia.

Cuando utilizamos mecanismos de deslizamiento para el cierre de espacios, debemos entender cómo definir la resistencia al deslizamiento y la fricción <sup>7</sup>.

Según algunos autores, la fricción solo representa una fórmula aritmética, como se describió anteriormente, que se divide mecánicamente por fricción estática y fricción dinámica o fricción cinética..

El segundo concepto es más amplio e implicará varios componentes, entre ellos Birte Melsen enfatiza la fricción, como todos sabemos, la fricción consta de dos componentes. La deflexión que se observará cuando el ángulo crítico formado entre la ranura y el alambre sea mayor que el ángulo crítico de contacto, naturalmente debe tenerse en cuenta que esta deflexión también dependerá de la flexibilidad de cada tipo de alambre. Finalmente, la deformación permanente del alambre, que aumentará la dificultad del paso del soporte al deslizarse con respecto al alambre. <sup>13</sup>.

Otros autores han agregado conceptos como clavar (gailing) y aflojar (freeting) a los factores ya mencionados, conceptos que pueden dañar el alambre y afectar realmente el desempeño del alambre durante el deslizamiento. <sup>13</sup>

A través de un estudio experimental, Kusy y colaboradores en el 2004, evaluaron la resistencia al deslizamiento del alambre TMA, tenían la finalidad de observar cuales eran las características que podrían influir en el movimiento, para cual cada muestra a través de una maquina universal paso por pruebas de resistencia, las marcas usadas fueron las ultimas que se encontraban en cada casa comercial e incluían a 6 marcas. Los resultados de estas muestras no atribuían una diferencia significativa a la disminución en la resistencia de la fricción <sup>31</sup>.

### **5.2. Resistencia a la fricción**

Autores como Proffit en 1994, conceptualizan este término como la fuerza que se requiere para lograr sobrepasar las asperezas de dos superficies, las cuales son producto de irregularidades en cada material. Se dice que cuando las superficies de los dos materiales tienen un grado de dureza muy parecido, pues su grado de fricción ira de la mano con la capacidad que tengan de desgastar las uniones que se forman en ambas superficies cuando están en contacto <sup>38</sup>.

### **5.3. Coeficiente de fricción**

Se ha llegado a la conclusión, según investigaciones, que el coeficiente de fricción, es proporcional a la resistencia que presentan las superficies de los materiales han de ser desgastados y que a su vez es inversamente proporcional a una de las propiedades de los metales, como es el límite elástico. Tanto la dimensión del slot del bracket como la dimensión del alambre influirán para que dicho coeficiente disminuya o aumente <sup>39</sup>.

[Escriba aquí]

#### 5.4. Fuerza normal

Las investigaciones concluyen que la fuerza normal es aquella que va en una dirección opuesta al movimiento de dos superficies que están íntimamente sobrepuestas y que se caracteriza por ser directamente proporcional a la fuerza que actúa de manera tangencial entre las superficies de contacto, en el caso de la ortodoncia, entre el slot del soporte y la cara del alambre; y  $q$  a su vez se obtendrá multiplicando la fuerza vertical y el coeficiente de fricción. Otro de los factores que pueden influenciar en este tipo de fuerza es la forma en que son ligado los alambres al brackets, puesto que la fuerza con la cual son empujados al slot, va directamente a influir en el incremento de la fricción <sup>40</sup>.

#### 5.5. Ángulo crítico

Cuando tenemos dos superficies como el alambre y el slot del bracket y lo observamos detenidamente, nos daremos cuenta que están dos superficies forman un ángulo; el cual cambia en cierto punto durante el movimiento, específicamente, durante el deslizamiento del alambre a través del slot; el alambre por su capacidad de deformarse o deflexión llegara a un punto máximo entre las paredes de la ranura, para lo cual se obtendrá nos líneas o llamadas también ejes, unas será provista por el slot y el otro por el alambre <sup>40</sup>.

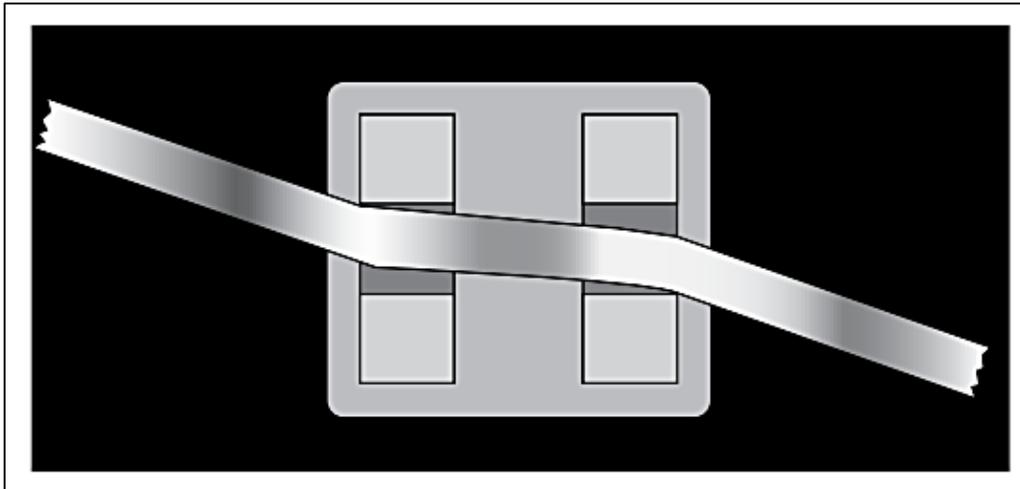


Fig.16

Esquema del Notching en un arco de alambre. Burrow S, Jack. Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009; 135: 442-7 <sup>40</sup>.

Existen investigaciones que incluso según el ángulo que forman están dos líneas o ejes los han dividido en:

- a) **Pasivos**, cuando el ángulo oscila entre valores de  $0^\circ$  a  $2^\circ$
- b) **Activos**, cuando el ángulo sobrepasa los  $3^\circ$  que generalmente llegan hasta  $11^\circ$ , según, naturalmente a la dimensión del slot del soporte y la dimensión del alambre con los cuales se trabaje.

En el primer caso, es decir la angulación pasiva, será aquella que este íntimamente relacionada a la fricción que involucra únicamente a la estática y a la cinética; puesto que será determinada por las dimensiones de los alambres y el slot, los cuales no deben sobrepasar el límite elástico, ya que, al llegar a una deformación permanente del alambre, el deslizamiento de se estaba produciendo concluirá <sup>20</sup>.

[Escriba aquí]

A pesar del énfasis que ahora recibe en la comercialización los brackets autoligados, la fricción no es el componente principal de resistencia al deslizamiento en el tratamiento clínico. Los estudios de laboratorio muestran que la unión del alambre contra las esquinas del brackets, es decir, el llamado ángulo crítico, y que se produce poco después de que comienza el movimiento del diente, es mucho más importantes que antes; esa muesca del arco, que detiene temporalmente el movimiento, puede ocurrir <sup>40</sup>.

Las investigaciones clínicas soportan la opinión de que la resistencia al movimiento de los dientes por deslizamiento esta ajeno a la fricción y, en cambio, es en gran medida un fenómeno de enlace y liberación que es similar con los brackets convencionales y los brackets autoligantes. Burrow, en su revisión determina que son limitados los datos de ensayos clínicos disponibles ahora que apoyen la afirmación de que el tratamiento con autoligados reduzca el tiempo <sup>40</sup>.

## 5.6. Leyes de Newton

Ante la posibilidad de todo movimiento que busquemos lograr, considerando las fuerzas que se oponen a este movimiento, como factores que tenemos a favor del mismo, siempre debemos remontarnos a la base de todo equilibrio, para lo cual siempre resultara de suma importancia el conocer o recordar las leyes de Newton aplicados obviamente al campo de la ortodoncia.

**a) Primera ley: Ley de la inercia:** Todo objeto continuara estando en reposo o en un movimiento uniforme en línea recta mientras que no sea obligado a cambiar debido a alguna fuerza aplicada sobre el mismo

**b) Segunda ley: Ley de la aceleración:** Un cambio en el movimiento de un cuerpo es proporcional a la fuerza aplicada realizada en línea recta.

**c) Tercera ley: Ley de acción y reacción:** Ante toda acción siempre existirá una reacción igual, pero en dirección contraria <sup>21</sup>.

## 5.7. Tipos de movimientos

Cuando realizamos tratamientos de ortodoncia que han incluido extracciones, y nos enfrentamos a la realidad de tener que elegir entre una mecánica de cierre de espacios por deslizamiento o desplazamiento, pues muchas veces en un afán de “ahorrarse” el trabajo de realizar una serie de dobleces y sin considerar que el caso realmente lo requiera, muchos ortodoncistas pueden llegar a elegir el deslizamiento, no por las razones correctas.

### Desplazamiento

Durante la mecánica de desplazamiento; existen factores que debemos tener en cuenta, no solo el sumarse el trabajo de hacer dobleces, sino los efectos que traen consigo éstos. Las fuerzas que aplicamos a través de ellos si bien nos permiten trabajar de una manera más individualizada también nos obliga a tener en cuenta la cantidad de fuerza aplicada, pues el torque, la inclinación y rotación de la pieza o las piezas a mover poder llegar a un punto no deseado <sup>13</sup>.

### Deslizamiento

[Escriba aquí]

Al elegir una mecánica de cierre de espacios por deslizamiento lo primero que se debe tener en cuenta, más allá de si buscamos retraer una sola pieza dentaria o un grupo de ellas, es que los dispositivos que utilicemos para la ayuda de este cierre de espacios como, los elastómeros, resortes, ligadura de alambre, etc.; nos otorgaran fuerzas ligeras y continuas, pero las cuales serán muchas veces frenadas por las fuerzas de fricción que se opongan a ella <sup>13</sup>.

Es por esto que sea una mecánica o la otra la que elijamos, cada una tiene sus ventajas y desventajas. Es trabajo nuestro utilizar nuestro criterio para dilucidar según cada caso cual es la más conveniente para nosotros.

Mientras estamos realizando el movimiento de las piezas dentarias a través del deslizamiento, existen efectos que se darán en las superficies de los cuerpos, la principal de ellos, puesto que después interferirá en el cese del movimiento será el conocido y estudiado por muchos autores como el desgaste:

**a) Provocado por fatiga:** Se refiere a aquel que es producto de las innumerables cargas y descargas que sufren las superficies de ambos cuerpos que se encuentran en contacto, estas mismas que al pasar el tiempo irán formando ranuras, microfracturas, las cuales dejarán dañadas las superficies, incluso en algunos casos llegando a la fractura, en estos casos de los alambres.

**b) Por abrasión:** Es aquel desgaste producido por características propias de las superficies, slot del bracket y alambre, en cuanto a su rugosidad, ya que muchas veces una de estas puede ser más dura que la otra, una de ellas terminaras deformando de manera plástica a la otra llegando a un punto de fractura también.

**c) Por adhesión:** Debido a las rugosidades propias de cada superficie en contacto, como la ranura y el alambre, éstas llegaran a un punto de buscar adherirse, los cuales, a su vez, formaran pequeños residuos que irán adhiriéndose, pero de una superficie a otra, o en todo caso estos residuos quedaran desprendidas <sup>13</sup>.

Ya que el mayor uso de elastómero se le empezó a dar a las cadenas de poder fue el cierre de espacio; es este solo uno de las formas de ver las ligaduras. Algunos autores, compararon el rango de cierre de espacio que se obtenía, utilizando dos marcas, Unitek y Rocky Mountain; y además la diferencia entre usar hilos elásticos recubiertos de nylon Unitek y las cadenas de Rocky Mountain. Como resultado, se observó que la diferencia entre el rango de espacio de cierre con cada una de las cadenas de poder no era significativa: pero que si hubo un menor tiempo de uso del sillón y mayor higiene de con las cadenas de poder que con el elástico tratado Unitek <sup>41</sup>.

Todo este movimiento o deslizamiento del bracket a través del alambre se debe a un sin número de teorías que ya desde mucho tiempo atrás se conocen y explican el mecanismo del movimiento dentario son dos: <sup>42</sup>

La teoría bioeléctrica o también conocida como piezoelectricidad, se basa en los cambios que sufre el metabolismo óseo, el cual es controlado por cargas eléctricas, generadas cuando el hueso se deforma; y esto sucede por ejemplo durante la masticación. <sup>42</sup>

La teoría de la presión y tensión, se basa en tres fases; la alteración del flujo sanguíneo, la formación y/o liberación de mensajero químicos y la activación celular.

Posterior a éstas teorías, Henneman y col, plantean un esquema que explica el mecanismo del movimiento dental. Éste consta de cuatro fases: <sup>43</sup>

[Escriba aquí]

- La deformación de la matriz y el flujo del líquido al ligamento periodontal, ésta se da inmediatamente se aplica la fuerza y recae sobre la matriz del LP, quien recepciona el líquido liberado desde la matriz.
- Deformación celular, se originan diferentes mediadores que a su vez activan a las células presentes.
- Diferenciación y activación celular, a través de algunas de las células inflamatorias se produce la remodelación del LP y el hueso.
- Remodelación, por un proceso de aposición y reabsorción se da origen al movimiento dentario

42.

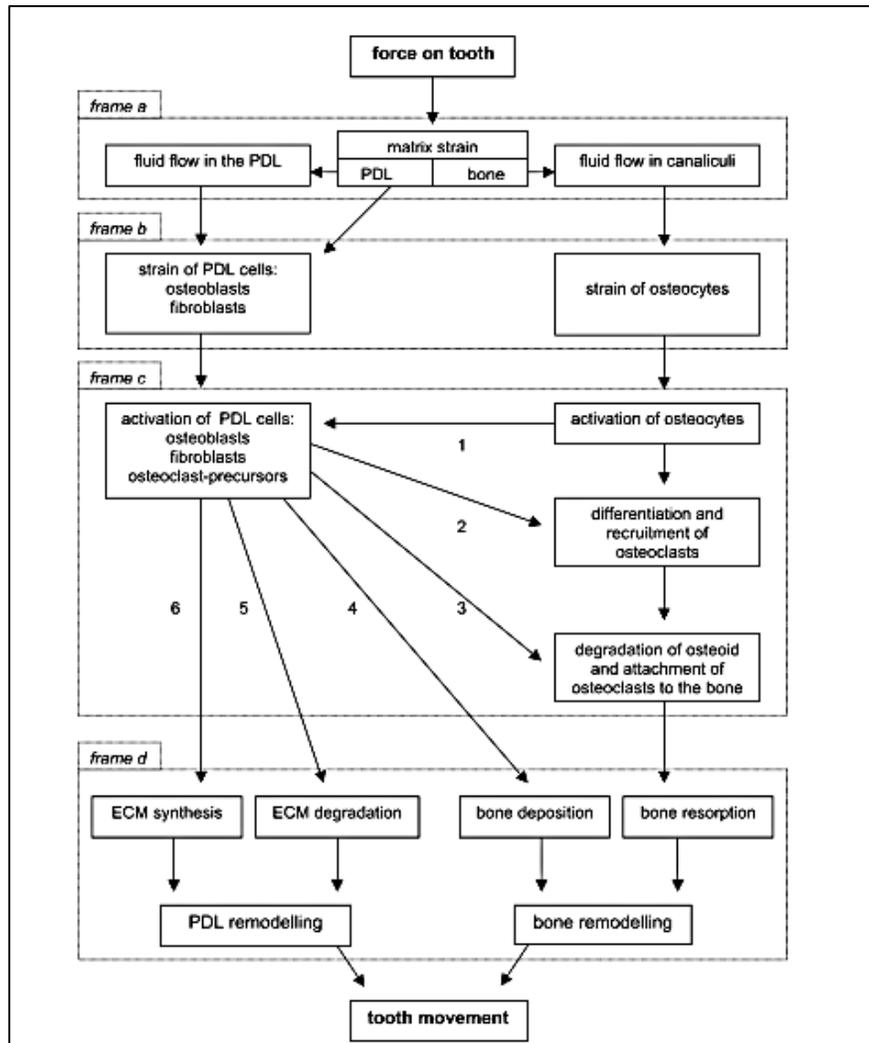


Fig. 17

Modelo teórico del movimiento dentario. Henneman S, Von den Hoff JW, Maltha JC. Mechanobiology of tooth movement. Eur J Orthod. 2008; 30 (3): 299-306 <sup>43</sup>.

Gravina y colaboradores en el 2014, realizaron un estudio llamado, "Propiedades mecánicas del NiTi y NtiCu usados en tratamiento de ortodoncia. Part 1 : pruebas de stress", donde concluyeron que; entre los arcos evaluados NiTi superelástico y CuNiTi, los CuNiTi presentan propiedades mecánicas superiores a los otros, y liberación de cargas más bajas de desactivación. Los arcos NiTi superelásticas de Morelli fueron los menos recomendado para su uso, por presentar cargas de desactivación estadísticamente superiores a las presentadas por los demás arcos probados. Y qué; en cuanto a la evaluación en calor los arcos NiTi y los de GAC y Unitek presentaron propiedades mecánicas

[Escriba aquí]

superiores a los demás, la liberación de las cargas más bajas de desactivación y presentaron porcentajes superiores en la deformación según las bases de desactivación. En relación a los CuNiTi 35 ° C, no presentan propiedades mecánicas, en virtud de resistencia a la tracción, que justifica su elección clínica, puesto que a fuerzas ligeras habrá menos daño tisular <sup>44</sup>.

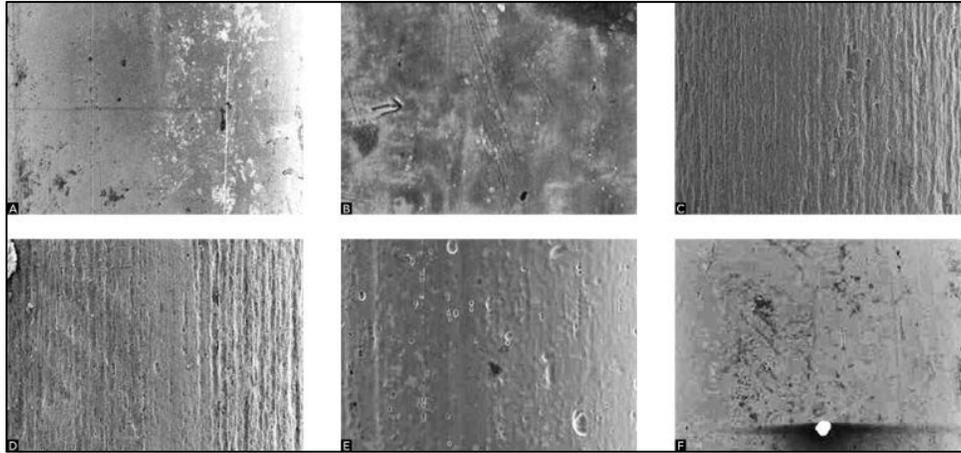


Fig. 18

Morfología superficial de alambre NiTi superelástico y alambres de Cromo Níquel Titanio. Gravina MA, Canavarro C, Elias CN, Alfonso M, Chaves, Portella IE, Cardoso C. Mechanical properties of NiTi and CuNiTi wires used in orthodontic treatment. Dental Press J Orthod. 2014 Jan-Feb;19(1):69-76 <sup>44</sup>.

## 6. Factores ambientales que influyen en los tratamientos

Paulatinamente, las aleaciones que componen los arcos de alambre de ortodoncia cambian con el tiempo, cambio que tiene como objetivo mejorar sus diversas propiedades físicas y químicas, entre las que destaca su alta recuperación elástica, conformabilidad y biocompatibilidad. <sup>1</sup>

La aleación de Níquel titanio llega a las tiendas de venta y es el día de hoy, junto con el acero, uno de los más utilizadas en el campo ortodóntico por su gran potencial de utilización en esta área. <sup>2</sup>

Sin embargo, los estudios han demostrado que, a pesar de sus múltiples beneficios, los arcos de NiTi también son propensos a deformarse, la posible razón es la disolución de su capa protectora, y su pérdida evitará la carga del material haciéndolo más frágil.

Gravina y col en el 2004, realizaron un estudio experimental, buscando reevaluar las características o propiedades de los alambres comúnmente usados en los tratamientos de ortodoncia como el acero y el nitinol y compararlos entre ellos. Para lo cual se utilizaron pruebas de microscopio de barrido (SEM) y pruebas de dureza, evaluados en medio seco. Se obtuvo como resultados una diferencia significativa dado por el incremento de níquel y cobre que se puede incluir en ciertos alambres de nitinol <sup>45</sup>.

### 6.1. Saliva

Pulikkottil y col en el 2016, realizaron un estudio pre clínico, in vitro. El cual tenía la finalidad de evaluar cuál era la magnitud del daño de la corrosión en dichos alambres. Para esto, tomaban diferentes muestras de alambres de acero, nitinol y titanio molibdeno, los cuales eran pasados por una previa limpieza con etanol, pero sumergidos en muestras de saliva, los alambres seleccionados pasaban por un periodo de corrosión, el cual afectaba las propiedades de las mismas, finalmente estas muestras eran evaluadas a través de un microscopio de barrido el cual seleccionando ciertas zonas permitirá evaluar el grado de corrosión. Se obtuvo como resultados que aquellos materiales que contenían mayor

[Escriba aquí]

níquel pues eran más expuestos a la corrosión <sup>37</sup>.

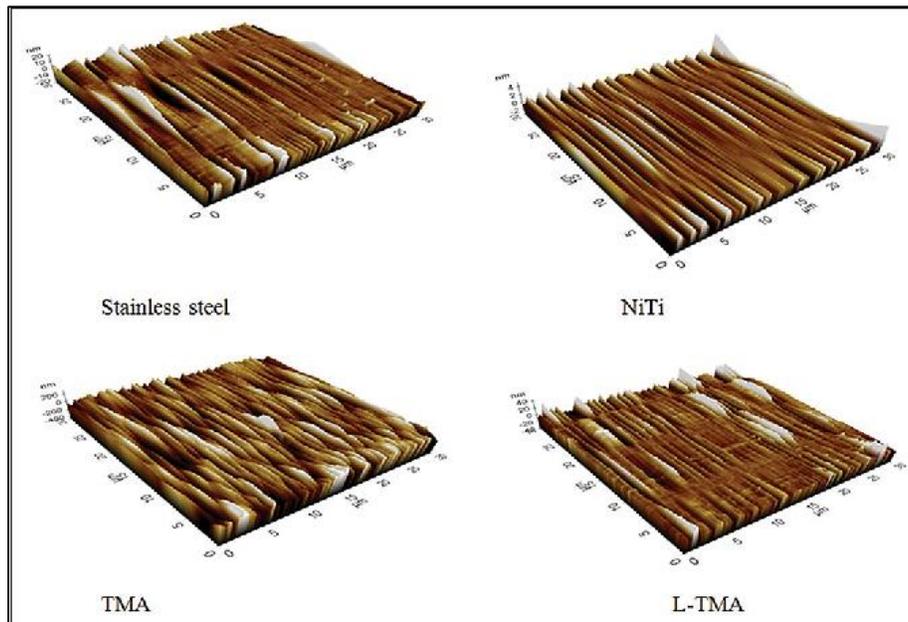


Fig. 19

Imágenes microscópicas de fuerza atómica. NiTi: titanio níquel, TMA: molibdeno de titanio, L-TMA: aleación de molibdeno de titanio de baja fricción. Pulikkttil V, Chidambaram S, Bejoy P, Femin P, Parson P et al. Corrosion resistance of stainless steel, nickel-titanium, titanium molybdenum alloy, and ion-implanted titanium molybdenum alloy archwires in acidic fluoride-containing artificial saliva: An in vitro study. J Pharm Bioallied Sci. 2016; 1: 96-99 <sup>37</sup>.

De igual manera, Carroll en el 2003, había realizado un estudio prospectivo, llamado “Comportamiento de la corrosión de los arcos de nitinol en fluidos corporales”, el cual concluyó que; la cantidad de liberación de iones de níquel por día, producto de la corrosión de los arcos de nitinol es mínima y que la oxidación de la superficie es la causante de la liberación de los iones de níquel <sup>30</sup>.

Sumándose tenemos a Anuwongnukroh y colaboradores, que en el año 2017, realizaron un estudio, llamado “Comparación de las fuerzas direccionales entre brackets convencionales y diferentes tipos de arcos en medios húmedos y seco”, concluyeron que; el NiTiCu y la marca B, generaron mayor fricción estática y cinética tanto en medio secos como húmedos, a causa del Cu; que en condiciones húmedas la fricción cinética y estática aumenta y que ; el tipo de material del alambre influye en los rangos de fricción, para lo cual debemos saber seleccionar el tipo que optimice nuestros procedimientos <sup>33</sup>.

## 6.2. Pastas dentales

El Nitinol ha entrado en el mercado, debido a su gran potencial en este campo, actualmente es una de las aleaciones más utilizadas en el campo de la ortodoncia <sup>28</sup>.

Sin embargo, los estudios han demostrado que a pesar de sus múltiples beneficios, los arcos de NiTi también son propensos a deformarse, la posible razón es la disolución de su capa protectora, y su pérdida evitará la carga del material haciéndolo más frágil. <sup>28</sup>

[Escriba aquí]

### 6.3. Enjuagues bucales

Durante el tiempo que dura el tratamiento ortodónticos, uno de los mecanismos de limpieza de la mayoría de pacientes son los enjuagues bucales. En el mercado existen un sin número de marcas y estas a su vez tienen una gran variedad de presentaciones; los estudios si bien han sido realizados en el exterior con marcas extranjeras hay una de ellas que se comercializa en Latinoamérica, como lo es Colgate; este enjuague junto con otros tres fueron usados por Nalbantgil y colaboradores en el año 2016 para investigar y evaluar la resistencia a la corrosión de aleaciones comúnmente usada como, el acero, el níquel titanio y el beta titanio, los cuales fueron sumergidos en saliva artificial y luego con los enjuagues de diferentes marcas <sup>46</sup>.

Finalmente se obtuvo como resultado, que en su mayoría las aleaciones resistían de una excelente manera, pero si se notó que aquellos enjuagues que contenía en su composición una mayor cantidad de alcohol o ácidos eran los que podían ocasionar corrosión y así alterar quizás de mínima manera la superficie de los alambres <sup>46</sup>.

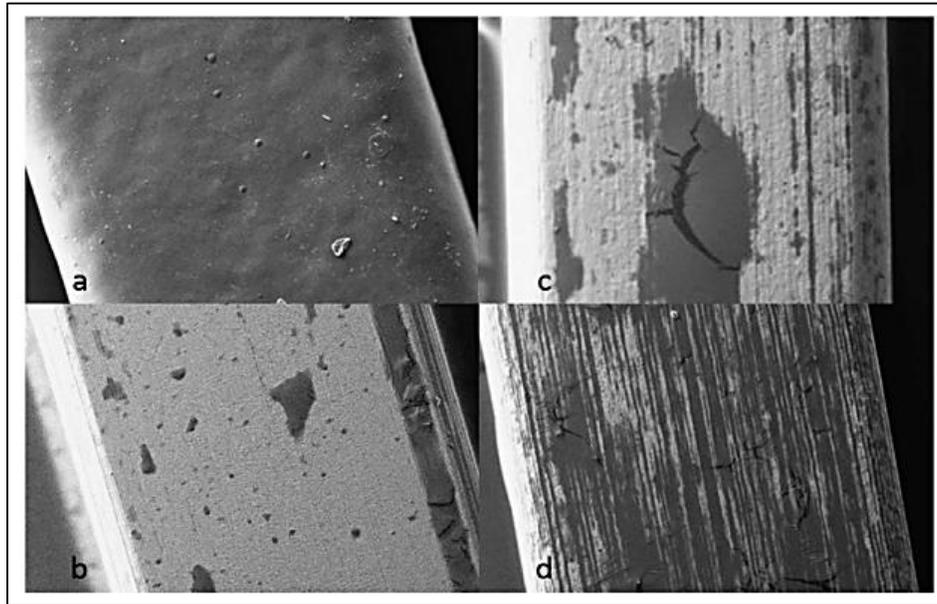


Fig. 20

Imágenes SEM de muestras en solución salival artificial, en presencia de CHX que contiene enjuague bucal a 25 ° C después de un tiempo de exposición de 24 h  
Nalbantgil D, Ulkur F, Kardas G, Culha M. Evaluation of corrosion resistance and surface characteristics of orthodontic wires immersed in different mouthwashes. *Bio-Medical Materials and Engineering*. 2016; 27: 539-549 <sup>46</sup>.

Autores como Pulikkotti, realizaron un estudio in vitro, llamado "Resistencia a la corrosión de aleaciones como el acero, nitinol titanio molibdeno y titanio molibdeno con iones implantados en saliva artificial conteniendo fluoruro: Estudio in vitro", el estudio concluyó que: la presencia de fluoruro en el medio bucal influye en el incremento de la corrosión, es decir, lo acelera; que el incremento de la corrosión trae como consecuencia el incremento del dolor del paciente puesto que se producen cargas de fuerzas mayores sobre las piezas dentarias y que; el uso de fluoruro en boca es frecuentemente para la prevención de caries y las encontramos tanto en pastas dentales como enjuagues bucales <sup>37</sup>.

[Escriba aquí]

## **6.4. Higiene**

Con respecto a esto, Kumar y colaboradores en el 2016, obtuvieron resultados que muestran que la acumulación de depósitos en la superficie del arco es la causa de la corrosión del alambre de acero durante un largo período de tiempo que va desde varias semanas hasta varios meses, corroyendo así el rozamiento.<sup>21</sup>.

## **7. Factores que pueden limitar el movimiento**

### **7.1. La inflamación**

La inflamación, se le ha definido como aquella respuesta local del huésped frente a una lesión, que puede desencadenarse por ejemplo frente a una invasión microbiana o un estímulo físico-químico, transformando al tejido, ya sea muscular, óseo o el sistema nervioso; por mencionar algunos.

Entonces si sabemos que el ligamento periodontal y el hueso van a responder frente a una fuerza aplicada, formando zonas de isquemia e inflamación; que a su vez irán acompañadas de dolor durante el movimiento dentario para el paciente que está recibiendo un tratamiento ortodóntico; debemos pues entonces conocer la respuesta biológica a nivel celular y vascular.

Es así pues que cuando se carga una fuerza ortodóntica sobre una pieza dentaria, y analizamos al ligamento periodontal, observaremos dos zonas, una de compresión y otra de tensión. Frente a la zona de compresión existirá constricción de vasos sanguíneos, éstos frente al tiempo en que dure la fuerza originaran muerte celular no solo del ligamento periodontal, sino también de osteoblastos y osteocitos; todo éste proceso es pues quien dará inicio a una inflamación celular acompañados de liberación de las quimiocinas, y una de ellas se encargara de reclutar a los monocitos, los cuales al ingresar al torrente sanguíneo se convertirán en macrófagos u osteoclastos<sup>35</sup>.

### **Mediadores de la inflamación**

Frente al mecanismo del movimiento dental, como ya se mencionó se han trazado diferentes hipótesis, pero hay que subrayar que aún se desconoce muchos más detalles. Se sabe que algunos de los mediadores más comúnmente encontrados son las prostaglandinas, histamina, bradiquinina, serotonina, sustancia P, catepsina K; e interleuquinas entre otros<sup>34</sup>.

Aunque no han sido mencionados, los neuropéptidos, como la sustancia P, están presentes en las fibras nerviosas tanto de animales como humanos, éstos han sido observados en animales en una mayor cantidad a nivel del ligamento periodontal, luego de un movimiento ortodóntico. De igual manera la IL-1B se le ha visto presente en la reabsorción ósea. Y de ambos sus concentraciones se han incrementado siempre luego del movimiento dentario.<sup>34</sup>.

En el grupo de las interleuquinas, la IL-6, la IL-1 y TNF- alfa, van a participar en la reabsorción ósea, cuando los osteoblastos produzcan RANKL (Receptor activador del factor nuclear kappa-B) y se unan a RANK, causando así la maduración de los osteoclastos.<sup>34</sup>.

### **7.2. Ligaduras**

Las más comúnmente usada son los módulos elásticos o elásticos, de los cuales ya en el mercado existen una gran variedad de marcas pero que básicamente se pueden subdividir en dos.

[Escriba aquí]

### **a) Elásticos de látex y libres de látex**

Ante el uso cada vez más popular de los elásticos ortodónticos, se encontraron muchos pacientes que presentaban alergia al látex, por lo cual, las casas dentales iniciaron la comercialización de los elásticos libre de látex; es así que en varias investigaciones, se realizan una comparación de las propiedades mecánicas de un grupo de elásticos intermaxilares de igual medida, 5/16, con el mismo grosor y diámetro; inmersos en saliva artificial a 37°C y con igual fuerza inicial de activación y que al ser evaluados en diferentes rangos de tiempo, finalmente se determina que a las 24 horas, los elásticos intermaxilares de látex, liberaban mayor fuerza y sufrían mayor degradación que los elásticos libre de látex <sup>47</sup>.

Estudios como los realizados por Russel, también ponían a prueba las propiedades mecánicas de los elásticos de látex y los libre de látex, pero esta vez ellos evaluaban dos marcas, GAC y Masel ambos con sus dos tipos de elásticos mencionados. Los autores mencionaban que las propiedades evaluadas como la liberación de fuerza, degradación de fuerza y carga restante eran diferentes, por lo cual las diferenciaban entre sí. Finalmente determinaron que la elección del tipo de elástico debía darse en base a la situación clínica; es decir, las características de cada caso, puesto que las propiedades mencionadas variaban tanto por el tipo de material como por la marca a elección <sup>48</sup>.

Uno de los interesados en la degradación de los elásticos fue Pithon y sus colaboradores, ellos evaluaron la degradación de la fuerza de un grupo de elásticos de látex y otros libre de látex, de tres marcas distintas, GAC, American Orthodontic y Orto-Organizers. Las pruebas se dieron en estática y dinámica (se simulaban ciclos de masticación al estirarlos 50mm) simulando la apertura máxima y en ambientes secos. Ambos grupos tenían pérdida de fuerza de alrededor del 10% y 15% en estática y alrededor del 30% y 35% en dinámica para los de látex y sin látex. <sup>47</sup>

La variación de resultados, en este caso podrían darse por la diferencia que existe en la composición de ambos elásticos. Pero aun así se consideró la diferencia significativa, en dinámica. Por otro lado, las fuerzas generadas también en dinámica no tenían diferencia significativa con respecto a las marcas elegidas. En el caso de los elásticos libre de látex, diferentes investigaciones, tuvieron como muestra, un grupo de elásticos intermaxilares por cada una de las marcas más comúnmente usadas (American Orthodontics, Ortho Organizers, GAC y Masel), resaltando que en cuanto a la fuerza inicial producida a las 24 horas todas las marcas presentaron similar fuerza, solo GAC generó mayor fuerza y en cuanto a la fuerza de degradación no hubo diferencia significativa <sup>47</sup>.

La importancia de esta investigación radica en que los elásticos son uno de los componentes durante un movimiento dentario, es decir que no solo se basa en la aleación escogida sino también en los elementos necesarios para ligar el arco al brackets

### **7.3. Respuesta de tejidos**

Muchos de los sistemas que utilizamos para el cierre de espacio, nos van a producir una cierta reabsorción radicular, algunos estudios, concluyeron al comparar un cierto grupo de pacientes con maloclusión Clase II sin extracciones con elásticos de Clase II y otro grupo con arco extraoral; los cuales fueron evaluados a través de radiografías antes y después del tratamiento; que la reabsorción fue mínima y similar en ambos grupos y que no se trató de una cantidad clínicamente significativa.

Y debido a las características de las cadenas elastoméricas como, el de mantener una fuerza continua, su rápido y fácil uso, comparado con las técnicas de fijación con alambres, se decidió aplicar estas propiedades llevándolo al campo de la cirugía ortognática, en el caso de que se desee una fijación de la mordida luego de procedimiento quirúrgico.

[Escriba aquí]

## **Dolor**

Otro factor que se ha ido observando con el uso de los elásticos es la referencia que hacen algunos pacientes con respecto al dolor que les puede generar su uso; como por ejemplo en un estudio realizado por Tuncer y colaboradores en 2011; donde buscaba comparar el dolor durante el uso de los elásticos intermaxilares con el originado inicialmente al cambio de arcos. La muestra consistió en 16 pacientes que por primera vez iniciaban su tratamiento y 19 pacientes que por primera vez también utilizaría los elásticos intermaxilares; Se concluyó entonces que el rango de dolor expresado por ambos grupos de pacientes era muy similar <sup>49</sup>.

### **7.4. Activaciones**

Si nos referimos a las activaciones dadas en el alambre estos pueden variar de una manera infinita porque dependerá del grado de fuerza que ejercerá de manera muy específica a cada pieza dentaria según el doblaje que pueda habersele dado al alambre y sumarle también el tipo de aleación que se ha escogido, el calibre etc.

Es por eso que muchos estudios se dedicaron a la evaluación en casos en el cual se ha determinado usar elásticos nos enfrentamos a la decisión de indicar que fuerza será aplicada en cada caso, autores como Proffit y Nanda, nos ha proporcionado una posible opción de fuerza según la maloclusión que estamos tratando. Es por eso que, otros investigadores, como Oesterle y col en el 2012, realizaron una prueba en la que reunían a un grupo de expertos y se les proponían que determinen las fuerzas que aplicarían a 4 tipos de maloclusiones diferenciados por el tipo de alambre en que se trabajaría. Se observó que hubo una gran variación entre los ortodontistas y su prescripción. La fuerza inicial aplicada del grupo caía dentro de un promedio standard excepto en el caso de la Clase III <sup>28</sup>.

Para poder comprender la relación entre la extensión que sufren los elásticos intermaxilares y la fuerza que liberase han planteado incluso cuadros en el cual se puede visualizar los tamaños más usado de los elásticos intermaxilares, de las marcas más comercializadas. Cabe recalcar, que dicha tabla ha sido en base a un ambiente seco, por ende, solo es una ayuda para el profesional el cual decidirá de acuerdo a cada caso.

De manera opuesta, en un estudio, evaluaron diferentes marcas de cadenas y determinaron que en cuanto a la fuerza de degradación no hubo diferencias significativas, pero si, en cuanto a la liberación de la fuerza inicial, por lo que concluyeron que se debería usar un dinamómetro al indicar la carga en cada activación <sup>28</sup>.

La magnitud de la fricción pues será influenciada no solo por alambre, el bracket a usar sino el modulo elástico, el medio, la temperatura y la carga de fuerza.

Pero que dependiendo de la activación que se le dé en el caso del uso de los módulos o cadenas de poder o elásticos intermaxilares, se podrá observar una mayor o menor variación en la fricción.

Es responsabilidad del profesional tener a la mano no solo un sin número de dispositivos que se puedan usar sino tener el conocimiento para poder elegir el correcto.

## **8. Investigaciones que relacionan el tipo de aleación y sus propiedades para los tratamientos ortodónticos**

Anuwongnukroh y sus colaboradores realizaron un estudio experimental en 2017 para comparar la fricción entre los soportes y arcos de acero inoxidable tradicionales de cinco tipos diferentes de

[Escriba aquí]

aleaciones. Usó NiTi, NiTiCu, NiTiCo y 0.016x0.022 arc y dos marcas comerciales de Tipo A (súper elástico) y Tipo B (activadas por calor), que pasaron el "Probador de microdureza Vickers" y el "Probador universal" respectivamente. La evaluación se llevó a cabo ; se concluyó que el arco NiTiCu y la marca B producían mayor fricción dinámica y estática, independientemente de estar en un ambiente húmedo o seco <sup>33</sup>.

Kusy y colaboradores en el 2004, realizaron un estudio llamado "Comparisons of surface roughnesses and sliding resistances of 6 titanium-based or TMA-type archwires" que concluía en qué; históricamente, los acabados superficiales y resistencias de fricción de los productos contemporáneos están mejorando con cada generación de alambres de beta titanio; que entre los 6 productos investigados, existían sólo 2 grupos realmente en las evaluación del acabado de su superficie: 1. Beta III, Resolve, y CNA; y 2. TMA, TMAL y TiMolium. Sin embargo, un grupo contiene TiMolium, aleación completamente diferente que emula la superficie rugosa del tradicional beta-titanio; que si ocurre binding o no, las resistencias de fricción parece independiente de los acabados de la superficie o implantación de iones; y que a pesar de los anuncios de los vendedores y otras revistas, por ejemplo las tolerancias dimensionales, garantía de calidad y costo podrían ser más determinante que los acabados superficiales o resistencias de fricción de los alambres <sup>31</sup>.

A lo largo de los años, las marcas comercializadoras de aleaciones para alambres de Ortodoncia han ido innovando con el objetivo de mejorar las aleaciones con las cuales se cuenta; entre ellas aparecen ya desde hace mucho la aleación llamado Sentalloy, el cual sus siglas significan: S: súper, E: elástico, N: Níquel, T: Titanio, alloy: aleación, éste, fue el primer arco desarrollado con estas propiedades por el profesor Miura en Japón en el año 1985. Este alambre genera una fuerza óptima para el movimiento dental al 8% de la tensión. Su nombre comercial es Sentalloy y son los de sección redonda y el Neo Sentalloy, son de sección cuadrada o rectangular, las marcas que lo comercializan son: (GAC), Ni-Ti (ORMCO), Nitinol SE (Unitek). Se suma también a través de la marca GAC, el alambre Bioforce, el cual tiene la característica de presentar fuerzas diferenciales en los diferentes sectores; anterior y posterior; buscando lograr un trabajo con el mínimo cambio de arcos <sup>50</sup>.

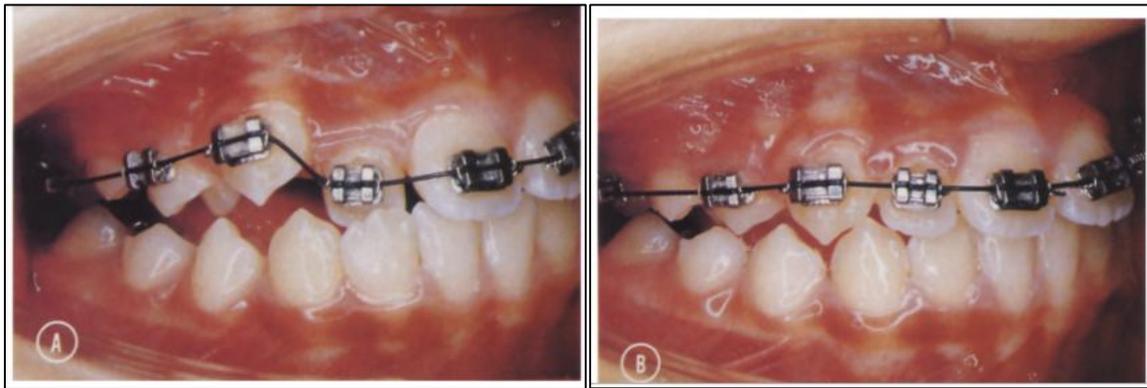


Fig. 21

Alambre de aleación de NiTi japonés preformado medio, de 0.016". Se observa que no hubo deformación permanente del alambre. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese Niti alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1986; 90 (1), 1-10 <sup>50</sup>.

No solo han sido evaluadas la relación de las aleaciones con la fricción sino también autores como Mugura, señal que la soldadura con láser de los cables de ortodoncia de acero inoxidable debe ser aceptable para uso clínico, ya que dichas aleaciones mostraron una resistencia suficiente y la estructura original no se modificó significativamente. La inmersión en solución ácida tuvo un efecto mínimo en el

[Escriba aquí]

rendimiento mecánico en las regiones de la articulación y mostró una aceleración mínima de la liberación de iones metálicos <sup>51</sup>.

Rudge en el año 2015 a través de su estudio dedujo que, Los arcos de alambre estéticos investigados tuvieron baja rugosidad superficial o baja resistencia de fricción, pero no ambas propiedades simultáneamente. Las causas de la fricción probablemente sean multifactoriales y no parecen estar determinadas únicamente por la rugosidad de la superficie. Para seleccionar el arco de alineación más adecuado, se deben considerar tanto la rugosidad de la superficie como la resistencia de fricción <sup>52</sup>.

El níquel-titanio y el acero inoxidable son las aleaciones más utilizadas para los tratamientos de ortodoncia. Aunque se sabe que ambos son resistentes a la corrosión, existen circunstancias que pueden llevar a situaciones no deseadas, como tipos de ataque de corrosión localizados, desgaste durante el deslizamiento de un arco a través de los brackets y daños debido a causas iatrogénicas. Mocnik y colaboradores estudiaron los efectos del pH y los fluoruros en las propiedades electroquímicas mediante la técnica potenciodinámica cíclica. La migración de iones de la aleación a la saliva durante la exposición a la saliva con y sin la presencia de desgaste se analizó mediante análisis ICP-MS. La espectroscopia de barrera se utilizó para estudiar la formación de una capa de óxido pasivo en diferentes aleaciones dentales. Ellos finalmente encontraron que bajar el pH afecta preferentemente la susceptibilidad a la corrosión de las aleaciones de NiTi, mientras que los arcos dentales de acero inoxidable son propensos a los tipos locales de corrosión. La aleación de NiTi no se vió afectada por aumentos más pequeños de iones fluoruro hasta 0.024M, mientras que a 0.076M (simulando el uso de pasta de dientes) si las propiedades se ven afectadas <sup>53</sup>.

En la investigación encabezada por Polychronis y sus colaboradores; se buscaba evaluar el comportamiento galvánico de los brackets ortodónticos linguales junto con tipos representativos de alambres de ortodoncia. Se evaluaron tres tipos de brackets linguales: Incognito (INC), In-Ovation L (IOV) y STb (STB) con un alambre de ortodoncia de acero inoxidable (SS) y níquel-titanio (NiTi). Todos los materiales se investigaron inicialmente mediante microscopía electrónica de barrido / espectroscopia de dispersión de energía de rayos X (SEM / EDX). Finalmente se obtuvo como resultado que los electroquímicos indicaban que todos los brackets probados demostraron la compatibilidad galvánica con el cable SS, pero el tratamiento con fluoruro se debería usar con precaución con los cables de NiTi junto con los brackets de de Au y SS <sup>54</sup>.

Estudios más minuciosos hacer de la transformación de la fase martensítica del acero austenítico meta estable aumenta la resistencia de la producción y el esfuerzo final, pero disminuye la ductilidad. Los experimentos realizados por Zeng y Yuan, a temperatura ambiente revelan que la transformación de la fase martensítica en el acero inoxidable austenítico 06Cr19Ni10 se hace evidente solo para grandes cepas. Además, los experimentos de fatiga controlados por estrés en el acero inoxidable distorsionado muestran que la deformación plástica mejora la resistencia a la fatiga del material, mientras que la transformación de la fase martensítica aumenta la propiedad de fatiga en el régimen de vida finita. Sin embargo, los beneficios de la transformación de la fase martensítica disminuyen con la amplitud de carga y la deformación plástica puede reducir el rendimiento de fatiga <sup>55</sup>.

En la revisión realizada por Castro y colaboradores en el 2016, se proporciona una breve descripción de los diferentes alambres disponibles comercialmente. Además, se abordan las características y propiedades deseables a considerar en la búsqueda del alambre ideal. Finalmente, se discute el papel del pH y los iones fluoruro en la corrosión de los alambres.

Aunque ningún alambre es el mejor para todo el tratamiento, deben obedecer ciertas propiedades como la biocompatibilidad, la conformabilidad, la soldabilidad, el bajo coeficiente de fricción, la elasticidad, la memoria de forma, la baja rigidez y el alto límite elástico. Incluso con la acumulación de capas protectoras, los cables expuestos al entorno oral pueden sufrir corrosión. Esta destrucción gradual de

[Escriba aquí]

los materiales resultantes de las reacciones químicas puede tener varios efectos adversos, como la liberación de elementos de los metales, la rugosidad de la superficie del alambre y el debilitamiento de los aparatos, lo que puede ocasionar una falla mecánica o incluso la fractura de los materiales de ortodoncia. La corrosión de los alambres de ortodoncia está fuertemente relacionada con el ambiente ácido de la cavidad bucal y la presencia de iones fluoruro, agentes profilácticos y soluciones de enjuague bucal <sup>56</sup>.

Son pocas las investigaciones que se han logrado realizar en boca, para evaluar alguna propiedad de las aleaciones, Sarul y colaboradores en el 2015, realizaron un trabajo el cual tenía como objetivo evaluar la alteración de las fuerzas de desactivación de los alambres de níquel-titanio más comúnmente utilizados bajo la influencia ambiental de la cavidad oral de larga duración. Según este estudio para la etapa de alineación de 4-6 semanas, el NeoSentalloy redondo con un diámetro de 0.016 pulgadas parece ser el alambre de elección debido al bajo nivel de F <sup>57</sup>.

[Escriba aquí]

## CONCLUSIONES

- Las aleaciones de NiTi, generan fuerzas ligeras y continuas, lo que es favorable durante el movimiento de las piezas dentarias y además no causan reabsorción ósea o radicular.
- Por su liberación de Níquel éstas aleaciones aún siguen siendo motivo de estudio, ya que se siguen presentando casos con reacciones alérgicas.
- La adición de cobre al Ni-Ti superelástico termoactivado provee de mayor flexibilidad al material y por consiguiente una relación favorable entre sus propiedades.
- No solo la fricción limitara los movimientos dentarios, sino también, el medio, el tipo de aleación y la salud periodontal.
- La marca comercial teniendo en cuenta un mismo tipo de aleación, no logra ser algo determinante para la elección de éstas.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Uribe G. Ortodoncia. Teoría y Clínica. Medellín; Editorial de la Corporación para Investigaciones Biológicas: 1997.
2. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. American Journal of Orthodontic and Dentofacial Orthopedic. 1989; 96:100-9.
3. Gurgel J, Ramos A, Kerr S. Fios Ortodonticos. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2001; 6(4):103-114.
4. Rossouw E. Friction: Overview. Semin Orthod. 2003; 9(4): 218-222.
5. Kapila S, Angolcar P, Duncanson M. Evaluation of friction between edgewise stainless steel bracket and orthodontic wires of four alloys. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1990; 98: 117-126.
6. Phukaoluan A, Khantachawana A, Kaewtatip P, Dechkunakorn S, Anuwongnukroh N, Santiwong P, Kajornchaiyakul J. Comparison of friction forces between stainless orthodontic steel brackets and TiNi wires in wet and dry conditions. International Orthodontics. 2017; 15(1): 13-24.
7. Graber T. Ortodoncia: Principios y técnicas actuales. España. ELSEVIER.: 2006.
8. Angle E. The latest and best in orthodontic mechanism. Dental Cosmos. 1929; 71: 164-174.
9. Da Sousa, Vicente, Da Silva, Weber. O aparelho pré-ajustado: sua evolução e suas prescrições. R Dental Press Ortodoncia y Ortopedia Facial. 2006; 11(3): 104-156.
10. De Angelis V, Davidovitch Z. Variation in torque expression in preadjusted appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004; 126 (5): 21-22.
11. Hobbelink M, He Y, Xu J, Xie H, Stoll R, Ye Q. Synergistic effect of wire bending and salivary pH on surface properties and mechanical properties of orthodontic stainless steel archwires. Progress in Orthodontics. 2015; 16: 37.
12. Ustrell J. Historia del autoligado. Ortodoncia clínica. 2009; 12(4): 204-208.
13. Birte Melsen. Ortodoncia del adulto. Caracas; AMOLCA: 2013
14. Stjepan S, Mlacovic M, Tudor V, Ivankovic Z. In vitro assessment of oxidative stress generated by orthodontic archwires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012; 141: 583- 9.

[Escriba aquí]

15. Rosales Pérez Aarón. Estudio de la corrosión galvánica en materiales de ortodoncia. Par arco-bracket. [Tesis de titulación]. Sevilla; Escuela Técnica superior de Ingeniería – Universidad de Sevilla: 2013.
16. Kusy R, Whitley J. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Semin Orthod*. 1997; 3: 166-177.
17. Alfonso M, Espinar E, Llamas J, Rupérez E, Manero J, Barrera J et al. Friction coefficients and wear rates of different orthodontic archwires in artificial saliva. *J Mater Sci: Mater Med*. 2013; 24:1327–1332.
18. Carroll W, Kelly M. Corrosion behavior of nitinol wires in body fluid environments. *J Biomed Mater Res A*. 2003; 67(4): 1123-30.
19. Cobo T. Estudio comparativo de la fricción entre un bracket trapezoidal y uno de arco recto rectangular. [Tesis de maestría]. Oviedo; Universidad de Oviedo: 2015.
20. Luengo Ó. Estudio tribológico de fricción y desgaste de capas de aleación NiP. [Tesis de titulación]. Barcelona; Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial de Barcelona: 2008.
21. Kumar A, Khanam A, Ghafoor H. Effects of intraoral aging of arch-wires on frictional forces: An ex vivo study. *J Orthodont Sci*. 2016;5: 109-16.
22. Whitley J, Kusy R. Influence of interbracket distances on the resistance to sliding of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007; 132: 360-362.
23. Kumar S, Singh S, Hamsa R, Ahmed S, Prasanthma, Bhatnagar A et al. Evaluation of Friction Using Various Brackets and Archwire Combination. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2014; 8(5): 33-36.
24. Tselepis M. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994; 106: 131-138.
25. Espitia L. Determinación del coeficiente de fricción de deslizamiento para algunos materiales de uso común en ingeniería mediante el método de las oscilaciones armónicas. [Tesis de titulación]. Pereira; Universidad Tecnológica de Pereira – Ingeniería Mecánica: 2013.
26. Suárez D, Canut Brusola. Ortodoncia Clínica y terapéutica: Nuevos brackets y aleaciones en ortodoncia. 2a ed. Madrid: Masson; 2000.
27. Kusy R, Whitley J. Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. *Angle Orthod*. 1988; 58(1):33-45.
28. Nanda R. Biomecánicas y estética. Estrategias en ortodoncia clínica. Connecticut; AMOLCA: 2007
29. Suárez. Compendio de odontología: Tratado de ortodoncia XIX: Selección clínica de alambres en las diferentes fases del tratamiento de ortodoncia. 3a ed. Madrid: Avances Médico - dentales; 2000.

[Escriba aquí]

30. Carroll W, Kelly M. Corrosion behavior of nitinol wires in body fluid environments. *J Biomed Mater Res A*. 2003;67(4):1123-30.
31. Kusy RP, Whitley JQ, Gurgel J. Comparisons of surface roughnesses and sliding resistances of 6 titanium-based or TMA-type archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004(5); 126:589-603.
32. Dos Santos A, Pitton M, Carvalho F, Lemes H, Silva B, Dos Passos T, Lacerda-Santos R. Effect of time and ph on physical-chemical properties of orthodontic brackets and wires. *Angle orthodontist*. 2015; 85(2): 298-304.
33. Anuwongnukro N et al. Comparison of friction forces between stainless orthodontic steel brackets and TiNi wires in wet and dry conditions. *International Orthodontics*. 2017;10:1-12.
34. Krishnan V, Davidovich Z. Cellular molecular and tissue level reactions to orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006; 129(4): 460-469.
35. Ávalos I, Katagiri M, Guerrero J. Estudio comparativo de la fuerza de adhesión de brackets policristalinos de adhesión química y monocristalinos de adhesión mecánica. *Revista Odontologica Mexicana*. 2004; 8(1): 7-9.
36. Keith O, Jones S. The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontics brackets. *Br J Orthod*. 1993; 20: 109-15.
37. Pulikktil V, Chidambaram S, Bejoy P, Femin P, Parson P et al. Corrosion resistance of stainless steel, nickel-titanium, titanium molybdenum alloy, and ion-implanted titanium molybdenum alloy archwires in acidic fluoride-containing artificial saliva: An in vitro study. *J Pharm Bioallied Sci*. 2016; 1: 96-99.
38. Frank C, Nikolai R. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1980; 78:593-09.
39. Taylor N, Ison K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the bucal segments. *Angle Orthod*. 1995; 66: 215-22.
40. Burrow S, Jack. Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009; 135: 442-7.
41. Hershey G, Reynolds W. The plastic module as an orthodontic tooth moving mechanism. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1975; 67: 554-662.
42. Kondo M, kondo H, Miyazama K, Goto S, Togari A. Experimental tooth movement-induced osteoclast activation is regulated by symphatetic signaling. *Bone*. 2013: 52(1): 39-47.
43. Henneman S, Von den Hoff JW, Maltha JC. Mechanobiology of tooth movement. *Eur J Orthod*. 2008; 30 (3): 299-306.
44. Gravina MA , Canavarro C, Elias CN, Afonso M, Chaves, Portella IE, Cardoso C. Mechanical properties of NiTi and CuNiTi wires used in orthodontic treatment. *Dental Press J Orthod*. 2014 Jan-Feb;19(1):69-76.

[Escriba aquí]

45. Gravina M. Fios ortodónticos : propriedades mecanicas deleventes e aplicacao clinica. Rev. Dent. Press ortodon. Ortopedi. Facial. 2004; 9 (1): 113-128.
46. Nalbantgil D, Ulkur F, Kardas G, Culha M. Evaluation of corrosion resistance and surface characteristics of orthodontic wires immersed in different mouthwashes. Bio-Medical Materials and Engineering. 2016; 27: 539-549.
47. Pithon M, Souza R, Andrade de Freitas L, Alves R,. Mechanical properties intermaxillary latex and latex free elastics. Journal of the world federation of orthodontists. 2013; 2(1): 15-18.
48. Russell K, Milne A, Khana R, Lee J. In vitro assessment of the mechanical properties of latex and non-latex orthodontic elastics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001; 120: 36-44.
49. Tuncer Z, Serhat F, Polat O. Self-reported pain associated with the use of intermxillary elastics compared to pain experimented after initial archwire placement. Angle Orthod. 2011; 81: 807-811.
50. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese Niti alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1986; 90 (1), 1-10.
51. Mugura T, Lijima M, Mizoguchi I. Corrosion of laser-welded stainless steel orthodontic wires. Orthod Waves. 2018; 25 (4): 8-13.
52. Rudge P, Sheriff M, Bister D. A comparison of roughness parameters and friction coefficients of aesthetic archwires. Eur J Orthod. 2015; 37 (1): 49-55.
53. Mocnik P, Kosec T, Kovac J, Bizjak M. The effect of pH, fluoride and tribocorrosion on the surface properties of dental archwires. Mater Sci Eng C. 2017; 78: 682-9.
54. Polycronis G, Jabbari YS, Eliades T, Zinelis S. Galvanic coupling of steel and gold alloy lingual brackets with orthodontic wires: Is corrosion a concern? Angle Orthod. 2018; 0(0): 1-8.
55. Zeng W, Yuan H, Mechanical behavior and fatigue performance of austenitic stainless steel under consideration of martensitic phase transformation. Mater Sci Eng A. 2017: 679(9): 249-57.
56. Castro SM, Ponces MJ, Lopes JD, Vasconcelos M, Pollman MCF. Orthodontic wires and its corrosion—The specific case of stainless steel and beta-titanium. J Dent Sci. 2015; 10(1): 1-7.
57. Sarul M, Kawala B, Kawala M, Antoszewska-Smith J. Do the NiTi low and constant force levels remain stable in vivo?. Eur J Orthod. 2015; 37(6): 656-64.