

11

Metales y Alambres en Ortodoncia

Dr. Gonzalo Alonso Uribe Restrepo
Dr. Juan Fernando Aristizábal P.

Elementos activos para mover los dientes

Las fuerzas que mueven los dientes durante los tratamientos activos de ortodoncia proceden, por lo general, de los alambres y los elásticos sobre los aparatos fijos. Los alambres almacenan energía, que luego liberan generando estímulos en el ligamento periodontal, produciendo cambios químicos y biológicos, celulares y moleculares, que permiten el movimiento dental (Figura 11-1).

Los alambres en ortodoncia, que pueden tener formas de arcos, ansas o ligaduras, son elementos activos que tienen propiedades físicas elásticas con capacidad de almacenar y liberar energía que se traduce en fuerzas activas. Una selección adecuada de la aleación y la sección transversal, permite al ortodoncista, controlar los niveles de fuerzas y la magnitud de los momentos necesarios para mover los dientes en forma eficiente. Para ello es necesario tener en cuenta los siguientes aspectos:

- La intensidad de las fuerzas y los momentos.
- La dirección de las fuerzas y los momentos.
- La duración de las fuerzas y los momentos.

Estructura interna de los sólidos

Cualquier material fluido o sólido está conformado por un conglomerado de moléculas. Las fuerzas de atracción que existen entre las moléculas y sus magnitudes están determinadas por la densidad de las mismas y la distancia que hay entre ellas.

Las fuerzas de atracción en un fluido son relativamente pequeñas, lo cual hace que sólo tomen forma cuando están en un recipiente, por el contrario, las partículas en un sólido son densas y distribuidas en forma estrecha y muy cohesiva. Las partículas que conforman los alambres están formadas por moléculas, con fuerzas cohesivas altas, que están constituidas, a su vez, por átomos.

Comportamiento externo e interno de los alambres

Las fuerzas producidas por los alambres dependen de dos factores principales:

1. Características extrínsecas y configuración física del alambre

La curva **carga/deflexión** se utiliza en ingeniería y en ortodoncia para estudiar el comportamiento y las características internas de todos los materiales elásticos, en especial, de los alambres. Esta curva se obtiene a través de lecturas progresivas producidas por una máquina electrónica de medición llamada Instron. El diagrama resultante es básico para entender las diferencias y los cambios estructurales que se producen en un mismo material sometido a distintas cargas o para conocer las que hay entre distintos materiales. La relación entre la vertical y la horizontal de la porción diagonal de la curva indicará qué tan rígido o flexible será el material con respecto a la aplicación de fuerzas (Figura 11-2).

Cuando se aplica una carga o fuerza sobre un alambre, éste sufre cambios internos y externos, que dependen de variables importantes como lo son el material de fabricación, la longitud y la distancia intra e interbracket. La gráfica que relaciona la carga con la deflexión es directamente proporcional, para algunas aleaciones es decir, por cada unidad de fuerza hay una unidad de deflexión del alambre y este comportamiento se mantiene hasta un punto de la curva llamado el **límite proporcional o límite elástico**. En este punto, si se suspende la fuerza, el alambre retorna a su forma original en un **ciento por ciento** sin deformarse. La **carga** se define como la fuerza por unidad de área y la misma se debe describir en términos de dirección y magnitud. Con respecto a la dirección, la carga se puede definir como tensil o compresiva y siempre que este presente una carga, habrá una deformación o deflexión, esta última puede ser elástica o plástica.

Las tres propiedades básicas de los dispositivos elásticos son: **La rigidez, la resistencia y el rango de trabajo**.

La Resistencia es la capacidad de un alambre de soportar una carga que lo deforma sin exceder el límite de deformación plástica. También es la máxima carga que un alambre puede entregar hasta el límite que permite el material. La resistencia

depende de la rigidez y del rango de trabajo (Figura 11-15).

Quizá la rigidez es la variable más importante a tener en cuenta en la selección clínica de un arco de alambre. **La rigidez** es una medida de la resistencia a la deformación, es decir una medida de la fuerza requerida para deformar el material una distancia definida. (11-14)

El límite proporcional

Gráficamente corresponde a la porción diagonal de la curva, si se excede este punto con la fuerza el alambre comenzará a sufrir cambios permanentes, ya que la fuerza y la deformación no serán directamente proporcionales y se producirá más deformación por cada unidad de fuerza (Figura 11-3).

El límite elástico aparente

Es el punto de la curva en donde el alambre sufre una deformación del **0.1%**. Este representa quizá un punto de mayor utilidad práctica. (Figura 11-4).

El límite proporcional, el límite elástico y el límite elástico aparente son unas de las formas de cuantificar la resistencia de un alambre. Esto es en términos de la capacidad máxima de recibir una carga, antes de deformarse de manera permanente. El parámetro más conservador es el límite proporcional, que aun cuando tiene diferencias técnicas con el límite elástico y límite elástico aparente son tan similares que para propósitos prácticos se pueden usar de manera intercambiable.

Punto de carga clínica arbitraria

A partir de este punto el alambre entra en un rango de inestabilidad y puede dañarse en forma irreparable (Figura 11-5).

Punto de ruptura

En este punto el alambre no resiste más la carga ni la deformación y se fractura (Figura 11-6).

El rango comprendido entre el **límite elástico aparente** y el **punto de carga clínica arbitraria** corresponde al empleado en ortodoncia cuando se confeccionan ansas o se hacen dobleces permanentes en los alambres, representa el rango plástico del alambre y le da la característica de moldeabilidad al material.

2. Características intrínsecas de los alambres de ortodoncia

El comportamiento elástico interno de un material, ante una carga externa, se define en función de la respuesta en la curva **tensión/deformación**. Tanto la tensión como la deformación se refieren al estado interior del material y dependen del tipo de aleación y de la sección transversal o diámetro del alambre.

Para estudiar los fenómenos que se presentan en el interior de los alambres se utiliza un modelo parecido al de **carga/deflexión**, pero con base en dos parámetros diferentes. En vez de carga se utiliza la **tensión o esfuerzo** y en vez de deflexión se utiliza la **deformación** (Figuras 11-7 y 11-8).

En esta gráfica, el límite elástico aparente se denominará punto de resistencia a la cedencia y el punto de carga clínica arbitraria, **punto de resistencia final a la tensión** que indicará la máxima carga que un alambre podrá soportar y, al mismo tiempo, la fuerza máxima que podrá producir (Figura 11-9).

La tensión o esfuerzo

Es la distribución interna de la carga, definida en términos de fuerza por unidad de área o superficie. Se mide en **pascales (N/m²)** y se representa con la **letra delta (d)**.

La deformación

Es la distorsión interna producida por la carga definida en términos de desviación por unidad de longitud. Se representa por medio de la letra **épsilon (e)**.

e = d/ longitud del alambre.

Ley de Hooke

La relación entre la tensión y la deformación es siempre igual hasta el límite. Por cada unidad de tensión se produce una unidad de deformación. Dentro de el rango elástico la carga es directamente proporcional a la deformación, para aquellos materiales que se adhieren a esta ley, por lo tanto el diagrama gráfico reflejará una línea recta (Figura 11-10).

- El módulo de elasticidad (E) o módulo de Young

Es la constante de la relación lineal en la Ley de Hooke. Representa la pendiente bajo la curva y se define como el ratio entre el stress tensil o compresivo y la deformación bajo el límite elástico. Cuanto menor sea la pendiente mayor será la elasticidad de el alambre.

Si la carga es directamente proporcional a la deformación dentro de el rango elástico, el módulo de elasticidad será una constante de proporcionalidad. (Figura 11-10).

- El rango de trabajo

Corresponde a la cantidad de deformación elástica que puede soportar un arco de alambre antes de sufrir una deformación permanente. Esta afectada por varios factores, incluyendo la forma del alambre y el tamaño. Un alambre con un amplio rango de trabajo, permite mayores activaciones. (11-16)

- El módulo de resiliencia

Es el área que hay por debajo del diagrama de **tensión/deformación** hasta el límite elástico (Figura 11-11). **La resiliencia** representa la cantidad de energía almacenada disponible para mover un diente. El módulo de resiliencia es la cantidad de energía almacenada por unidad de volumen de un material, matemáticamente equivale al cuadrado del límite proporcional dividido por el doble del módulo de elasticidad.

-Moldeabilidad

Esta describe la cantidad de deformación permanente que puede recibir un alambre antes de fallar. Un alambre moldeable puede ser doblado en muchas configuraciones.

- El módulo de dureza

Es el área por debajo de la línea de **tensión/deformación** hasta el punto de fractura (Figura 11-12).

La relación entre la tensión y la deformación define el módulo de elasticidad del material y, conjuntamente con otros factores, determinará la rigidez de algunos de los sistemas de fuerzas utilizados, de manera rutinaria, en ortodoncia. Estos se interrelacionan y conforman la siguiente fórmula: **K** es el coeficiente de fricción del sistema, que es constante; **E** es el módulo de elasticidad, que es constante y depende del material de fabricación del alambre; **I'** es la sección transversal o diámetro del alambre y **L** es la longitud del alambre utilizado en el sistema mecánico. Todos los factores del numerador incrementarán la rigidez del sistema y sólo la longitud del alambre del denominador la disminuirá (Figuras 11-13).

El especialista en ortodoncia podrá modificar la relación de los factores anteriores para alterar la rigidez de un sistema de fuerzas específico según la necesidad. El módulo de elasticidad es una constante inalterable y en la actualidad hay una cantidad de materiales con módulos de elasticidad diferentes que se pueden aprovechar sin cambiar el diámetro y sin aumentar la longitud, pero conociendo, en forma clara, la relación **tensión/deformación**.

Un cambio en la longitud del alambre tendrá efectos grandes en la rigidez y la disminuirá, de manera sensible, sin alterar los demás factores. Un cambio en la sección transversal o diámetro incrementará, sustancialmente, la rigidez.

Después de aplicar una carga máxima se forma un diagrama de **tensión/deformación** con tres puntos que se representan de manera diferente en la curva y que sirven para evaluar la resistencia de un material:

a. El límite proporcional

Es el punto a partir del cual se observa una deformación permanente del alambre y en donde la desviación es directamente proporcional a la carga.

b. El límite elástico

Es el punto al que regresa el alambre después de liberar la carga. A partir del límite elástico el material no regresa a su forma inicial y sufre una deformación permanente.

c. Límite de elasticidad

Es el punto en el que existe una deformación permanente del **0.1%** en el alambre. La rigidez y la elasticidad son propiedades recíprocas. En la curva **carga/deflexión** de un alambre a menor pendiente mayor elasticidad y a mayor pendiente más rigidez.

Otras propiedades

a. La biocompatibilidad.

Denota la resistencia a la corrosión y tolerancia tisular a los elementos del alambre.

b. La estabilidad ambiental.

Hace referencia al mantenimiento de las propiedades deseables del alambre, por periodos extensos de tiempo después de su manufactura.

c. La posibilidad de ser soldado.

La habilidad de unirse a otros alambres por medio de soldaduras le confiere ventajas adicionales a los alambres, ya que se les pueden incorporar modificaciones.

d. La fricción.

Es la resistencia al desplazamiento de dos cuerpos que están en contacto. Una excesiva cantidad de fricción **bracket-alambre** puede resultar en la pérdida de anclaje y en la disminución del movimiento dental. La forma y el material con que se ligue el alambre sobre los brackets inciden, en forma sustancial, en el sistema de fuerzas y la rigidez del alambre (Figura 11-17). La técnica de arco de canto requiere de materiales de baja fricción, para los procedimientos de deslizamiento. Por esta razón y en adición al tipo de bracket y anchura del mismo, tipo y fuerza de ligado, las características del arco de alambre (Aleación, tamaño de sección cruzada, y textura de superficie), son de gran importancia para la fricción.

La activación y aplicación de cargas sobre los alambres

La activación

Se define como el proceso mediante el cual el alambre se deforma por una fuerza que se almacena y que se libera posteriormente.

Hay tres formas básicas de activación de un alambre o mecanismo elástico:

1. Activación axial.

Es el modo de activación típica de los elásticos y es poco importante en los metales. Se divide en estiramiento o tensión y en activación por compresión.

2. Activación por flexión.

La aplicación de la carga y la deformación se hacen perpendiculares al eje longitudinal del elemento elástico. Es típico en los alambres. La respuesta total a la flexión se puede considerar como una reacción a igual tensión y compresión en los lados opuestos del alambre.

3. Activación por torsión.

En esta clase de activación la carga se aplica de modo que la deformación se produce alrededor del eje longitudinal del elemento elástico. Es típico en los alambres cuadrados y rectangulares de ortodoncia para dar torque.

Los momentos de inercia durante la torsión son el doble de los que se presentan en el mismo alambre durante la flexión. Esto se debe a que gran parte del material trabaja a su máxima capacidad para resistir incluso los esfuerzos que pertenecen a niveles bajos.

Determinantes de las características del alambre

Las propiedades elásticas fundamentales de los alambres como la rigidez, la resistencia y el rango se alteran, significativamente, por los cambios en los siguientes factores:

- El diámetro.
- La longitud.
- La forma de la sección transversal.
- La aleación o estructura molecular.
- La manipulación.

El diámetro

La sección transversal o diámetro del alambre influye sobre la resistencia, la rigidez y el rango de trabajo en proporciones diferentes. Al duplicar el diámetro de un alambre voladizo o con apoyos a ambos lados:

- La resistencia se multiplica por ocho.
- La elasticidad se divide por dieciséis.
- El recorrido se reduce a la mitad.

Al disminuir el tamaño o sección transversal la resistencia y la rigidez disminuyen, en forma considerable, y llegan a un punto en que pierden su valor clínico. Al incrementar el diámetro su rigidez aumenta hasta llegar a un punto en que deja de ser útil. Estos límites, superior e inferior, determinan los tamaños de utilidad clínica en ortodoncia (Figura 11-18).

La longitud

Si se duplica la longitud de una viga voladiza o cantiliver de alambre se produce:

- Una reducción a la mitad de la resistencia a la flexión.
- Se multiplica la elasticidad por ocho.
- Se multiplica el rango por cuatro.

Para enderezar un molar se requiere flexibilidad en el área de acción del sistema, que es el molar inclinado, y de una sección rígida en el área de reacción o de anclaje del sistema, que son los premolares. En este caso, en particular, se debe utilizar un alambre rectangular, **0.017 x 0.025**, de titanio molibdeno, lo más largo posible para incrementar la longitud y, de ser posible, agregar ansas para disminuir la fuerza (Figuras 11-19 y 11-20).

Forma de la sección transversal

En un alambre **redondo** la altura y la profundidad son las mismas y coinciden con el diámetro. En los **cuadrados y rectangulares** existen dos dimensiones en los rectangulares, que pueden ser modificadas independientemente (Figura 11-21).

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.

b. La profundidad

Es la dimensión perpendicular a la altura. No tiene efecto sobre la amplitud de trabajo, lo cual es inversamente proporcional a la altura. Afecta de la misma manera a la rigidez y a la fuerza, que son directamente proporcionales a ella.

- En un alambre de **0.016 x 0.022** la altura corresponde a **0.016** y la profundidad a **0.022**.
- En un alambre de **0.018 x 0.025** la altura corresponde a **0.018** y la profundidad a **0.025**.

Otros factores que influyen en la selección

Materiales para el alambre ortodóncico

Un método que usualmente se ha utilizado para regular las fuerzas entregadas por los alambres en ortodoncia es la configuración de ansas y el cambio de diámetro o de sección cruzada. La introducción de nuevas aleaciones, con diferentes módulos de elasticidad al del acero, ha enriquecido las posibilidades clínicas, pues mientras mantienen la misma sección cruzada o diámetro producen mucho menos fuerzas (Figura 11-22).

Fuerzas óptimas

Un arco de alambre, usado en la etapa de alineación, puede producir fuerzas muy variables:

- Fuerzas excesivas.
- Fuerzas óptimas.

- Fuerzas subóptimas.
- Fuerzas subumbrales.

Variables que afectan la proporción

carga/deflexión

La proporción de **carga/deflexión**, en un alambre o sistema mecánico en ortodoncia, se define como la fuerza, en gramos, que produce el sistema por cada milímetro que desplaza.

En ortodoncia es importante utilizar sistemas mecánicos que produzcan baja proporción **carga/deflexión**. Cuando se tienen dos ansas de igual forma y confeccionadas en el mismo calibre de alambre, pero con diferente aleación y módulo de elasticidad, sucede lo siguiente:

1. Cuando se activa un milímetro por lado las ansas de un arco de acero inoxidable de **0.017 x 0.025**, que tienen una proporción alta de **carga/deflexión** se producen **1.000 gramos/milímetro**. Activaciones pequeñas producen fuerzas altas que dañan el periodonto y producen hialinización, hianilización que retarda el movimiento dental. El rango es limitado y no pueden ser activadas por más de dos milímetros, sin que se deformen de manera permanente (Figura 11-23).
2. Cuando se activan un milímetro por lado las ansas de un arco de Beta Titanio, **0.017 x 0.025**, que tienen una proporción baja de **carga/deflexión**, se producen **480 gramos/milímetro**. Activaciones grandes producen fuerzas pequeñas que facilitan el movimiento dental. (Figura 11-23). El rango es amplio y pueden ser activadas hasta por cinco milímetros sin que se deformen de manera permanente y facilitan:
 - Rangos amplios en la activación de las ansas.
 - Fuerzas bajas y continuas.
 - Control tridimensional con alambres que llenen completamente las ranuras.
 - Eficiencia en el cierre de los espacios.

La proporción carga/deflexión de un ansa puede alterarse por los siguientes factores:

1. La sección transversal del alambre.

En un alambre redondo es la cuarta potencia del diámetro (**D₄**) y en un alambre rectangular es la tercera potencia de la profundidad. Cuando se quieren mover los dientes, en forma efectiva, no se debe pensar en utilizar alambres de calibre pequeño.

2. La longitud del alambre.

El clínico debe aumentar la longitud del alambre e incorporar dobleces, siempre que pueda, para disminuir la fuerza.

3. El módulo de elasticidad del alambre.

Varía dependiendo de la aleación de fabricación del alambre y cambia la rigidez, la resistencia y el rango de trabajo del alambre.

La proporción carga/deflexión:

Es la máxima carga de flexión de un alambre sobre el módulo de elasticidad (**YS/E**). Las aleaciones de **níquel-titanio** y de **beta-titanio** tienen una razón alta de **YS/E** y una baja proporción de **carga/deflexión**, para el uso clínico en ortodoncia.

La configuración o forma geométrica del alambre

La forma geométrica de un ansa no afecta su proporción carga/deflexión, pero la cantidad de alambre incorporado para confeccionarla si. (Figura 11-24).

Los arcos de alambre

Un arco de alambre debe tener características físicas definidas en cuanto a rigidez, resistencia y rango. La variación en la longitud es un factor que juega un papel muy importante en los sistemas mecánicos en ortodoncia. El tamaño de los brackets y la distancia que hay entre ellos también los afecta.

Características que se pueden cambiar en los alambres

- a. Cuando se reduce el diámetro se reduce la fuerza, al cubo de la diferencia en tamaño.
- b. Cuando se reduce el diámetro a la mitad se duplica el rango y baja la fuerza ocho veces.
- c. Cuando se incrementa la longitud la fuerza se reduce en proporción inversa.
- d. Cuando se dobla la longitud se reduce la fuerza a la mitad y el rango de trabajo se incrementa cuatro veces.
- e. Cuando se incrementa la longitud en un **50%** se produce un incremento en un **50%** en el rango de trabajo del alambre.

Incrementos en la longitud del alambre

Los incrementos en la longitud del alambre, con la confección de ansas sin importar su módulo de elasticidad y sin disminuir el diámetro o la sección transversal, producen ventajas clínicas considerables, tales como la duración y el grado óptimo de fuerzas para mover un diente o grupo de dientes. Con respecto a la fuerza se deben considerar los siguientes factores:

- La magnitud de la fuerza.

Se refiere a la intensidad o cantidad de la fuerza producida.

- La distribución de la fuerza.

Es la manera en la cual se transmite la fuerza a los dientes y a los procesos alveolares.

- La dirección de la fuerza.

Es el plano en el cual se mueven los dientes.

- La duración de la fuerza.

Es el periodo de tiempo o rango de actividad en que actúa la fuerza.

Control y entrega de las fuerzas por medio de las ansas

Las fuerzas que almacenan y desarrollan las ansas se transmiten a los dientes y producen diferentes movimientos, dependiendo del sistema de fuerza, de la proporción momento y fuerza y del método de activación, lo que **afecta la distribución**.

Las ansas reducen e incrementan el rango de trabajo de un alambre al aumentar la longitud y afectan la magnitud y la duración de las fuerzas. Se pueden confeccionar abiertas o cerradas, lo que afecta la dirección. Son más eficientes cuando se activan por compresión, lo que afecta la duración, el ansa que se mueve en dirección del giro funciona de manera más eficiente. La fuerza se puede reducir al anexarle espirales o dobleces, lo que afecta la magnitud.

Las ansas funcionan como resultado de la flexión elástica del alambre, la forma del ansa puede contribuir con cuatro efectos: 1. Reducir la rigidez, 2. Aumentar la deflexión 3. Controlar la dirección en la que operan los dos primeros efectos 4. Reducir la resistencia.

La rigidez de un ansa es inversamente proporcional al cuadrado de la longitud de los brazos. El duplicar la longitud de los brazos reduce a un cuarto la rigidez.

Selección de un alambre de ortodoncia

Cuando se va a seleccionar un alambre de ortodoncia se deben tener en cuenta sus propiedades físicas básicas, en especial la rigidez, la cual está determinada por el diámetro o sección cruzada y por el valor o número de rigidez del material (Tabla de Burstone).

El número de rigidez del alambre se obtiene al multiplicar el valor del material, en la tabla de Burstone, por el número de rigidez del diámetro o sección cruzada ($Ws = Ms \times Cs$). **Ws** es la rigidez del alambre, **Ms** es la rigidez del material y **Cs** es el diámetro o sección cruzada del alambre (Figura 11-25).

El número de la rigidez depende del módulo de elasticidad del material. Por efectos de comparación, al acero inoxidable se le asignó, arbitrariamente y por convención, un valor **Ms** de **1** por ser los alambres y las aleaciones más utilizadas en ortodoncia. **Burstone** creó tablas que permiten visualizar las diferencias entre las aleaciones en las que se fabrican los alambres de ortodoncia y la relación que tienen con su diámetro, para, así, determinar las características de rigidez de acuerdo con las necesidades clínicas.

Una ventaja de utilizar módulos de elasticidad variables es la posibilidad de usar alambres cuadrados y rectangulares para proporcionar fuerzas leves con diámetros y secciones transversales gruesos que mantienen el control dentro de las ranuras de los brackets.

Ejemplos:

- Un alambre rectangular de **0.018 x 0.025**, de **TMA** tiene un **Ws** de **406.1** y es equivalente, en su rigidez, a un alambre **0.018**, redondo, de acero inoxidable que tiene un **Ws** de **410**.
- Un alambre rectangular de **0.018 x 0.025**, de níquel titanio tiene un **Ws** de **251,4** y es equivalente, en su rigidez, a un alambre redondo **0.016**, de acero inoxidable que tiene un **Ws** de **256**.
- Un alambre trenzado rectangular de **0.018 x 0.025**, de níquel titanio tiene un **Ws** **75,4** equivalente al de un alambre redondo **0.012**, de acero inoxidable que tiene un **Ws** de **81**.

Factores que se deben tener en cuenta en la selección de un alambre en ortodoncia

1. Debe permitir el control en los tres planos del espacio.
2. Debe ser moldeable.
3. La aleación debe adaptarse a la técnica o sistema mecánico.
4. Debe ser resistente a las fuerzas de trabajo.
5. Debe ser biocompatible, inocuo, estético, suave y resistente a la corrosión.
6. Debe tener amplio rango de trabajo.
7. Debe tener alto almacenamiento de energía.
8. Debe tener baja fricción.
9. Debe tener un costo razonable.

Tipos de alambres en ortodoncia

Las aleaciones

Los metales puros son blandos y tienden a corroerse. Para mejorar sus propiedades se mezclan con dos o más diferentes que se unen por encima de sus puntos de fusión y forman aleaciones con características físicas diferentes a los originales.

Los alambres

Son metales en forma de hilo que han sufrido es-tiramientos por fuerzas traccionales. Se utilizan como:

1. Elementos activos.

Son aquellos que almacenan y liberan fuerzas controladas para mover dientes.

2. Elementos pasivos.

Se utilizan para confeccionar los retenedores.

Los tratamientos térmicos

El templado

Se utiliza para cambiar las propiedades físicas intrínsecas de un metal y transformarlo en otro con condiciones clínicas más

favorables. Las dos fases más importantes son:

La fase austenita

Son estructuras cristalinas que tienden a ser suaves y dúctiles. Requieren 750 a 800 grados centígrados de temperatura, hasta que se descomponga el carburo.

La fase martensita

Son estructuras cristalinas que tienden a ser duras y quebradizas. Requieren 250 a 300 grados centígrados de temperatura.

Las aleaciones preciosas

La aparición de las aleaciones de acero inoxidable, al igual que el aumento en el costo del oro, hizo que se disminuyera su uso en forma total. Antes de 1930 los únicos alambres disponibles para la ortodoncia eran de aleaciones preciosas debido, fundamentalmente, a que no existían materiales diferentes que soportaran las condiciones y el ambiente intraoral. El oro era demasiado blando para el uso en ortodoncia pero, al combinarlo con platino, paladio y cobre, lograba una dureza apropiada para su utilización. Las aleaciones más usadas tenían la siguiente fórmula:

- 50% de oro.
- 16% de cobre.
- 23% de plata.
- 5% de paladio.
- 5% de platino.
- 1% de níquel.

Las aleaciones de cobre y zinc

El latón es una aleación de **cobre y zinc** llamada también **cobre amarillo**, que es muy dúctil y maleable. Se usa para la separación interproximal de los molares posteriores, para permitir la colocación de las bandas.

Las aleaciones de acero inoxidable

Las aleaciones, en ortodoncia, que resisten la acción de los agentes químicos externos son llamadas aceros inoxidables. El acero comercial es una aleación de hierro o ferrita, que en su forma natural es un material muy blando e inestable. Metales como el cromo, el níquel y el carbono le confieren dureza (Figura 11-26).

El acero inoxidable se introdujo en 1929 y ya para 1940 había desplazado, casi en forma completa, al oro como la primera aleación utilizada en la fabricación de los alambres de ortodoncia. Fueron empleados por primera vez por **Decoster**, en Bélgica, y su uso se extendió rápidamente por las siguientes razones:

- La comodidad para trabajarlo.
- El buen módulo de elasticidad, para la época.
- La facilidad para ser soldado.
- La maleabilidad excelente.
- La baja fricción.
- Su resistencia a la corrosión.
- El bajo costo.

Las aleaciones de acero inoxidable utilizadas en ortodoncia pertenecen al grupo de los materiales con propiedades antimagnéticas, resistentes a los agentes químicos y tienen la fórmula **18-8**, por la proporción de cromo y níquel que contienen:

- **73.8%** de hierro o ferrita.
- **18%** de cromo, que le proporciona inalterabilidad.
- **8%** de níquel, que le proporciona brillo y maleabilidad.
- **0.20%** de carbono, le proporciona dureza.

El acero inoxidable esta principalmente pero no completamente en fase austenítica, con estructura cúbica central.

Las dos formulas más universales para las aleaciones de acero inoxidable, en ortodoncia, son las siguientes:

1. Fórmula de **Charlier**. Hierro **74.8%**, cromo **15%**, níquel **10%** y carbono **0.2%**.
2. Fórmula de **Wipla**. Hierro **73.8%**, **18%** cromo, **8%** níquel y carbono **0.2%**.

El acero inoxidable se encuentra comercialmente en diferentes secciones transversales, tamaños y durezas. El tratamiento por calor que se le da al acero inoxidable en su fabricación puede ser de dos tipos:

1. Recocido o "matar el alambre"

Este procedimiento requiere unos **1.000 grados centígrados** de temperatura y hace que el material pierda totalmente sus características de templado. El alambre de ligadura que es totalmente blando y maleable está hecho con este tipo de material.

2. Liberación de tensiones

Este tratamiento térmico se hace a **menor temperatura** y supone reajustes en las relaciones intermoleculares, sin pérdida en las propiedades de dureza y temple del alambre. En la actualidad se consiguen alambres que tienen tratamiento previo con calor, a los que le han eliminado las tensiones derivadas de la fabricación.

Características clínicas del acero inoxidable

- a. Tiene un módulo de elasticidad grande. (Aproximadamente 179×10^6 KPa)
- b. Es muy rígido.
- c. Resiste la deformación.
- d. Tiene alta maleabilidad.
- e. Produce fuerzas altas que se disipan en periodos cortos.
- f. Almacena poca energía, comparado con otras aleaciones.
- g. Las ansas o resortes necesitan activaciones frecuentes.
- h. Es ideal para las técnicas ortodóncicas que utilizan deslizamiento.
- i. Es regular en las técnicas ortodóncicas sin fricción.

Ventajas de las aleaciones de acero inoxidable:

- Tienen una extraordinaria resistencia.
- Son inocuas para los tejidos.
- Son durables.
- Se quiebran poco.
- Muy estables físicamente.
- Son inoloras e insaboras.
- No necesitan auxiliares para la soldadura.
- Tienen bajo costo.

Aplicaciones clínicas

El acero se consigue, comercialmente, en tiras rectas y arcos preformados con diferentes formas y en diámetros o secciones transversales redondas, cuadradas y rectangulares. Se puede utilizar en todas las fases activas del tratamiento de ortodoncia siendo óptimo para los toques finos y dobleces compensatorios en la fase de finalización.

Los alambres de acero con resistencia máxima (super) son quebradizos y se rompen si se flexionan de manera brusca. El tipo (Regular) puede doblarse a casi cualquier forma deseada sin que se rompa.

El alambre australiano de acero inoxidable (El Wallaby)

En las técnicas de fuerzas ligeras se utilizan alambres de acero inoxidable altamente templados y con propiedades de elasticidad y de resistencia que les permiten actuar por periodos largos de tiempo sin deformarse. El más conocido es el alambre australiano fabricado por los laboratorios T.P.

Características clínicas del alambre australiano:

- a. Es más templado que la aleación estándar de acero inoxidable.
- b. Libera fuerzas más altas que un alambre de acero inoxidable del mismo diámetro.
- c. Se recomienda en fases intermedias y finales del tratamiento ortodóncico.
- d. Es ideal para nivelar las curvas de Spee, por su temple.
- e. Por ser tan templado se quiebra fácilmente.

Por más de cincuenta años A.J. Wilcock® Australian Wire, ha producido el alambre australiano. Estos alambres son bien conocidos por su resiliencia y capacidad de mantener su forma.

Comercialmente vienen en formas Regular y Regular Plus para uso general. Special, Special Plus y Premium son ideales para abrir mordidas y para casos que requieran alta resiliencia. Los más finos: Premium Plus y Supreme son ideales para auxiliares.

Las aleaciones de cromo/cobalto

El Elgiloy

El Elgiloy (Marca registrada de RMO, Denver CO) es una aleación de **cromo/cobalto** desarrollada en los años sesenta para la fabricación de arcos ideales, arcos utilitarios y resortes en la técnica bioprogresiva de **Ricketts**. Se utilizan de rutina en la costa oeste de los Estados Unidos en donde tiene grandes adeptos. Actualmente se utilizan también en la técnica MEAW (Multiloop Edgewise Arch-Wire. (Figura 11-27).

Composición del Elgiloy:

- Cobalto 40%
- Cromo 20%
- Hierro 15.8%
- Níquel 15%
- Molibdeno 7%
- Magnesio 2%
- Berilio 0.04%
- Carbón 0.15%

Temples diferentes del Elgiloy

1. El Elgiloy azul

Es blando y de elasticidad normal. Es el más comercial y se recomienda cuando sea necesario hacer dobleces o soldar aditamentos. Cuando se somete a tratamiento térmico con calor incrementa su temple y resistencia, quedando más rígido

que el acero inoxidable. Sin tratamiento tiene el **60%** menos de la rigidez del acero y con tratamiento llega a **120%** y lo supera.

Aplicaciones clínicas del Elgiloy azul

- a. Se encuentra disponible en tiras y arcos preformados.
- a. Está indicado en las fases intermedias y finales del tratamiento de ortodoncia.
- b. Proporciona dos tipos de fuerzas:
 - Antes del tratamiento con calor tiene el **60% de la rigidez del acero**.
 - Después del tratamiento con calor tiene **40% más rigidez que el acero**.
- c. Es ideal para confeccionar arcos multiansas.
- d. Es ideal para confeccionar arcos de utilidad o.
- e. Es ideal para conformar arcos de **intrusión**.

El Elgiloy amarillo

Es una aleación más dúctil, elástica y resiliente que el azul. Se puede doblar con facilidad y se debe soldar con precaución. Se debe tratar con calor para obtener el máximo rendimiento.

El Elgiloy verde

Es más resiliente que el amarillo. Se incrementan las características de temple por medio de los tratamientos térmicos.

El Elgiloy rojo

Es hiperelástico y el más resiliente de los alambres de la familia de los Elgiloy. Se debe manipular con sumo cuidado y el tratamiento térmico lo vuelve demasiado elástico y susceptible a la fractura.

El tratamiento térmico no produce liberación de tensiones sino cambios en la elasticidad en las aleaciones de Elgiloy. Los blandos como el azul y el amarillo son comparables al acero inoxidable tradicional, mientras que el verde y el rojo son más templados y rígidos.

Ventajas de los alambres de cromo/cobalto:

- Tienen mayor resistencia a la fatiga.
- Funcionan por más tiempo debido a que almacenan buena cantidad de energía.
- Tienen muy buena maleabilidad.
- Templados producen fuerzas muy altas.
- Tienen buena capacidad de ser soldados.
- Tienen baja fricción aun con brackets de acero inoxidable.
- Tienen modulo de elasticidad alterable con tratamientos térmicos.
- Son de costo intermedio.

Las aleaciones de titanio

En este grupo de aleaciones de última generación se encuentran tres variedades de alambres utilizados, de manera rutinaria, en los tratamientos activos de ortodoncia:

1. La aleación de níquel/titanio (**Ni-Ti**).
2. La aleación de beta/titanio (Titanio Molibdeno)
3. La aleación de níquel/titanio súper elástico (**Ni-Ti Chino**).
4. La aleación de Titanio Molium

Aleaciones de níquel/titanio

La marca comercial de esta aleación de la nueva generación de alambres, con memoria de forma y súper elasticidad conocida como "**Nitinol**" (**TradeMark 3M Unitek Corp, Monrovia Ca**), fue desarrollada por **William F. Buehler** de la **NASA**, a principios de los años sesenta (nitinol se deriva de **ni**-níquel, **ti**-titanio y "**no!**" por su descubrimiento en el Naval Ordnance Laboratory) y se introdujo en el área de la ortodoncia por **George F. Andreasen** de la Universidad de Iowa, en 1971 (Figura 11-28).

La característica más importante y llamativa de esta aleación es la estructura cristalina martensítica estabilizada y la resistencia a la deformación permanente. La aleación original contiene:

- El 55% de níquel.
- El 42% de titanio.
- El 3% de cobalto.

Como muchas aleaciones metálicas el Níquel-Titanio puede existir en más de una estructura cristalina. Dependiendo de la temperatura y del stress mecánico.

a. En fase martensítica.

Es cuando la aleación se trabaja a temperaturas bajas. La aleación permite ciertos dobleces permanentes en el alambre.

b. En fase austenítica.

Es cuando la aleación se trabaja a temperaturas altas. La aleación se vuelve súper elástica y no permite dobleces de ningún tipo.

c. En fase martensítica y austenítica.

Aleaciones que tienen una fase de transición de martensita a eustenita activada por tensiones en el alambre o cambios drásticos en las temperaturas de trabajo.

La superelasticidad

Nombre derivado del hecho de que, en la curva de **fuerza/desactivación**, esta aleación tiene una elasticidad diez veces la

de un alambre de acero inoxidable convencional y un amplio rango de trabajo.

Las aleaciones de níquel-titanio con estructura granular austenítica (A-NiTi), permiten transformación martensítica inducida por stress. Lo anterior permite ejercer una fuerza constante por largos periodos de tiempo.

La memoria de forma

Consiste en la capacidad de este material para recordar y retomar a su forma original tras una deformación plástica, mientras se encuentra en la forma martensítica. En algunos casos se alteran las uniones atómicas con diferentes temperaturas que producen cambios estructurales en el material. Las últimas generaciones de estos alambres responden a diferentes rangos de temperatura transicional (**TTR**) y cambian su estructura de austenicos blandos a martensíticos duros.

La termoelasticidad

La fase martensítica o fría tiene una estructura cúbica, la austenítica o caliente una hexagonal, como respuesta a los cambios en la temperatura o al estrés, que cambian su configuración molecular sin cambiar la composición atómica. Esta característica se denomina termoelasticidad.

La histéresis

Las aleaciones superelásticas también exhiben esta propiedad. La curva de activación y desactivación muestran diferentes valores, lo cual permite que el alambre libere una fuerza distinta a la necesaria para activarlo.

Diferencias entre el níquel/titanio austenítico y martensítico

Parte de la naturaleza exclusiva de esta aleación, en especial por ser un material súper elástico, es su propiedad de activación y reactivación que se logra ligando y desligando el arco de alambre.

1. El alambre austenítico (A-Ni-Ti).

Es el material de elección para las aplicaciones ortodóncicas en las que se precisa un intervalo prolongado de activación, con una fuerza relativamente baja y constante.

2. El alambre martensítico (M-Ni-Ti).

Es útil en fases posteriores del tratamiento activo de ortodoncia, en donde se necesitan alambres flexibles, pero de mayor diámetro y más rígidos.

El níquel/titanio japonés (austenítico)

Desarrollado, en 1978, por Furukawa Electric Co. con las propiedades de recuperación de memoria y superelasticidad.

El níquel/titanio chino (austenítico)

Fue desarrollado por el Tien Hua Chen. Tiene una temperatura de transición menor que el Nitinol de USA. Se puede doblar 1.6 veces más que la aleación de níquel/titanio convencional y 4.5 veces más que el acero inoxidable.

Aplicaciones clínicas del níquel/titanio

Es ideal en las fases iniciales del tratamiento de ortodoncia activo para alinear y nivelar los arcos dentales, ya que produce muy poca fuerza y funciona en grandes apiñamientos y en discrepancias verticales y transversales severas. Se encuentra disponible, comercialmente, en alambres prefabricados redondos, cuadrados y rectangulares.

Características importantes de las aleaciones de níquel/titanio

- Proporcionan fuerzas continuas y ligeras.
- Tienen alta flexibilidad.
- Son muy versátiles.
- Tiene fuerzas óptimas y constantes.
- Se utilizan en todas las fases del tratamiento de ortodoncia.

Aleaciones de níquel/titanio con rango de temperatura transicional

Actualmente se fabrican alambres que responden a variaciones en la temperatura ambiente e intraoral cambiando de una fase austenítica a una martensítica. El rango de temperatura transicional permite que pasen, de ser muy flexibles a temperatura ambiente, a muy rígidos en temperaturas altas o cuando son sometidos a estrés mecánico, por variaciones en la carga a que son sometidos en casos de apiñamientos severos.

- Es importante que el alambre tenga un rango de temperatura transicional por encima de la temperatura de la cavidad oral para que trabaje más rígido y en forma eficiente.
- Las cargas altas y constantes producen formación de martensítico inducido por estrés y aumento en el **TTR**.
- El desplazamiento del **TTR** y las características particulares del caso clínico influyen la selección del alambre.
- El **TTR** debe coincidir inicialmente con el de la cavidad oral, para que el alambre pueda cumplir con las características de superelasticidad.
- Considerando la variabilidad del rango de temperatura, en la cavidad oral las aleaciones escogidas de níquel/titanio deben tener **TTR** amplios.

Es posible hoy en día encontrar en el mercado, aleaciones de Níquel Titanio superelástico termoactivas, con la ventaja de ejercer fuerzas diferenciales a lo largo de el arco. En el segmento anterior fuerzas más suaves, en la zona premolar intermedias y en el segmento molar más fuertes. (BioForce GAC—Triple Force Forestadent)

Las aleaciones de cobre/níquel/titanio (cooper Ni-Ti)

Fueron desarrolladas para el uso clínico por **Rohit Sachdeva**, en 1990, y representan el presente de los alambres con superelasticidad y memoria en ortodoncia. Desarrollan una fuerza menor en **70%** a las aleaciones tradicionales de níquel/titanio y se fabrican y comercializan con sensibilidad a cuatro temperaturas, lo que les proporcionan comportamientos clínicos diferentes.

1. Tipo II. Activo a los 27 grados centígrados. Superelástico

Esta aleación tiene fuerzas semejantes al níquel/titanio tradicional. El cobre lo hace más flexible y entrega las fuerzas con más constancia y por más tiempo. Se recomienda en pacientes con alto umbral del dolor y con periodontos sanos.

2. Tipo III. Activo a los 35 grados centígrados. Termoactivo.

Este material genera fuerzas más ligeras. Se utiliza en pacientes con periodonto normal, levemente comprometido y en pacientes con umbral del dolor normal.

3. Tipo IV. Activo a los 40 grados centígrados. Termoactivo

Estos alambres generan un movimiento dental activo intermitente y se vuelven rígidos cuando la temperatura oral excede los 40 grados. Se utilizan en pacientes que no toleran dolor o que tienen problemas periodontales de moderados a severos.

En un reporte del 2007, Kusy hace referencia al hecho de que la única ventaja real de los alambres de Temperatura de transformación variable esta en el momento de ser colocados, donde realmente hay necesidad de imprimir menor fuerza, sin embargo cuestiona la hipótesis de afectar la cantidad de movimiento en la alineación. Si se parte de el hecho de que estos arcos imprimen su trabajo en las altas temperaturas, en los resultados de su estudio no encontró diferencias en este sentido al comparar arcos de Cobre Niti con arcos de Níquel Titanio convencionales.

Tratamiento de superficie y fricción

En un estudio reciente Wichelhaus, evaluó la eficacia de la implantación de iones sobre arcos de Níquel Titanio superelásticos. (Titanol Low force finish Gold (Forestadent) y Neosentalloy longuard-GAC). A pesar de reportar valores de fricción menores que los alambres no tratados antes de exponerse al medio oral, todos mostraron incrementos en fricción luego de ser expuestos al medio bucal, cuestionando de esta manera la utilidad de la implantación de iones en términos de ventajas friccionales.

Huang en el 2006, reportó en un estudio inVitro, aumento de rugosidad de arcos de NíquelTitanio, sometidos a test con saliva artificial y altas concentraciones de fluor.

De igual manera Walter y colaboradores en el 2007 reportan que el uso de fluor tópico, afecta las características de los alambres de acero inoxidable y Beta Titanio, ocasionando posibles aumentos de tiempo de tratamiento.

Asi mismo Kao y colaboradores en el 2007 sugieren que la interacción de arcos de acero inoxidable y Níque-Titanio con fluoruro de sodio acidulado, podrian causar toxicidad celular. Recomiendan bajo esta situación cambiar los arcos de alambre luego de una topicación de fluor o removerlos para tal efecto.

Tratamiento de superficie y biocompatibilidad

De acuerdo al potencial alergeno de los alambres de Níquel Titanio, recientes investigaciones sugieren la posibilidad de cobertura de estos arcos con películas de carbono similares al diamante, para protegerlos de la corrosión y liberación de Níquel (Kobayashi 2005—Ohgoe 2006).

En otros intentos han sido comparados alambres de Titanio Niobio Aluminio en experimentos en ratas, para comparar el comportamiento mecánico con los alambres de Níquel Titanio. Los resultados preliminares han mostrado desempeños similares. (Kanetaka. 2005).

En otro estudio Chun y colaboradores en el 2007, mediante una modificación de superficie con Oxido de Titanio fotocatalítico demostraron la posibilidad de menor acumulación de placa bacteriana sobre arcos de acero inoxidable.

Las aleaciones de titanio/molibdeno

y beta/titanio (TMA Ormco co, Beta III 3M Unitek, CNA Ortho Organizers, Resolve GAC entre otros)

Fue desarrollado, en 1980, para aplicaciones en ortodoncia. El titanio es un metal con una estructura hexagonal y con un módulo de elasticidad mayor que el acero inoxidable (Figuras 11-29, 11-30 y 11-31).

El beta/titanio es una aleación que tiene una forma cúbica centrada y más estable que contiene:

- El **11%** de molibdeno.
- El **6%** de zirconio.
- El **4%** de estaño.
- El **79%** de titanio, en estructura de fase beta cúbica.

Características principales de las aleaciones de beta/titanio

- Estructura de fase cúbica que se establece con temperaturas por encima de los 880° C. Por esta razón el titanio puro entra en su fase Beta.
- El molibdeno le da estabilidad a la fase beta del titanio en temperatura ambiente.
- Tiene un módulo de elasticidad el doble del níquel/titanio.
- Tiene la mitad del módulo de elasticidad del acero inoxidable.
- Es muy maleable, pero muy quebradizo.
- Se puede soldar con soldadura eléctrica de punto, únicamente.
- Es resistente a la corrosión y posee una alta capacidad en su rango y retorno elástico.

Aplicaciones clínicas de las aleaciones de beta/titanio

- El **Beta Titanio** ofrece niveles moderados de fuerza, formabilidad y resiliencia. Tiene el **42%** de la rigidez del acero

inoxidable y el doble de la flexibilidad.

- El **Beta Titanio** rectangular de **0.018 x 0.025** es ideal para hacer los detalles al final del tratamiento y los dobleces menores de compensación.
- El **Beta Titanio** no contiene níquel, por lo que se puede usar en pacientes alérgicos a el.
- El **Beta Titanio** no se aconseja para trabajar mecánicas con fricción, ya que su coeficiente es muy alto y no deja mover casi los dientes.
- El **Beta Titanio** se recomienda para trabajar mecánicas sin fricción, ya que su módulo de elasticidad es muy alto y las ansas se pueden activar tres veces más que el acero.

Usos de las aleaciones de beta/titanio

- a. Fase inicial de alineación y nivelación.
- b. Fase intermedia de retracción de caninos y anteriores, sin fricción.
- c. Fase final de ajuste y detalle de la oclusión.

Soldadura en frío

Es una característica de la aleación de **beta/titanio** que incrementa demasiado la fricción, ya que los alambres de esta aleación se pegan demasiado a las ranuras de acero inoxidable de los brackets y no permiten el desplazamiento por fricción.

La fricción

En los últimos años se han hecho ciertas modificaciones tecnológicas al **TMA (Ormco Corp)**, con **oxígeno y nitrógeno**, que han logrado disminuir su coeficiente de fricción.

- TMA azul y violeta

Tienen coeficientes de fricción menores que los del **TMA** normal.

- TMA morado y dorado

Tienen coeficientes de fricción menores que los del acero inoxidable.

Estudios más recientes (Grosogeat 2006), han cuestionado la ventaja real de la implantación de iones en términos de fricción.

Kusy en el 2004, evaluó la rugosidad y resistencia al deslizamiento de 6 alambres con base en Titanio. Los resultados son concluyentes al afirmar que los alambres de Beta Titanio han mejorado sustancialmente en la última década en términos de la variable fricción. Igualmente la rugosidad de ellos ha mejorado, encontrándose muy similar en las versiones (**TMA-Beta III** y **CNA**). Respecto al hecho de el tratamiento especial o implantación de iones no parece ser esta una situación diferenciadora en términos de fricción entre los alambres de Beta Titanio.

Las aleaciones de CNA (Ortho Organizers)

Es una variación de las aleaciones de beta/titanio, pero más resistente a las fracturas y con la posibilidad de utilizarlos en mecánicas con fricción.

Propiedades principales

- Tienen una moderada rigidez.
- Se pueden doblar un 100% más que el acero inoxidable.
- Son seguros en pacientes alérgicos al níquel/titanio.
- Tienen bajo modulo de elasticidad.
- Tienen alta flexibilidad.
- Son muy resistentes a la corrosión.
- Tienen una excelente maleabilidad.
- Tienen una superficie pulida y lisa, que los hace aptos para mecánicas con fricción.
- No se quiebran tan fácilmente como el TMA tradicional.

Si bien es cierto no aparece reportado por el fabricante la aleación exacta, en el estudio de Kusy del 2004, se muestra que es un clásico alambre de Beta Titanio.

Las aleaciones de Titanio Molium (TP-Orthodontics)

Corresponde a una mezcla de alfa-beta de titanio. Si bien es cierto la literatura lo referencia como una aleación basada en Vanadio. Las patente real lo llama una aleación basada en titanio conteniendo 6% de Aluminio y 4% de Vanadio y 90% de Titanio. La variable fricción para esta aleación esta de la mano de las primeras aleaciones de Beta titanio (Kusy 2004).

Las aleaciones de titanio/niobio (Ormco Corp)

- Las aleaciones de **TN** tienen el **60%** de la rigidez del **TMA**.
- El **TN** proporciona fuerzas más ligeras que el **TMA** normal.
- Son alambres ideales para corregir discrepancias verticales severas.
- Son ideales para hacer pequeños dobleces en la fase de finalización.

El optiflex

Es un material de última generación de fibra óptica transparente, muy resiliente y que no se deforma ya que combina, y supera, las propiedades mecánicas de los alambres tradicionales y tiene una buena apariencia estética. Consta de tres capas:

1. Un núcleo de **dióxido de silicón** que produce la fuerza para mover los dientes.
2. Una capa intermedia de **resina de silicón** que protege al núcleo de la humedad y le da resistencia.
3. Una capa externa de **nylon resistente** que lo protege de los daños.

Alambres de plásticos compuestos

En recientes intentos se han fabricado arcos de plásticos compuestos con técnicas superiores a la Pultrusion. Utilizando fibra de vidrio y una matriz epóxica Huang y colaboradores, desarrollaron un prototipo de arco con propiedades mecánicas similares al Niquel Titanio y a través de un método más confiable de fabricación (Modelo micromecánico).

Sección transversal de los alambres más usados en ortodoncia

Alambres redondos

1. Alambres redondos, trenzados, de acero inoxidable:

- 0.0155
- 0.0175
- 0.0195

Los alambres redondos, trenzados

Los alambres redondos, trenzados están formados por tres o más fibras de menor calibre que se enrollan sobre sí mismas. Esta característica le da una combinación de muy baja rigidez y una gran amplitud de trabajo. Se utilizan como los primeros alambres en las etapas de alineación y nivelación. Vienen preformados y rectos en tiras de un pie de largo.

Alambres rectangulares trenzados de acero inoxidable y de níquel/titanio

Son alambres trenzados en una sección transversal rectangular. Vienen compuestos de tres, siete, ocho y nueve fibras. Son muy resilientes y sirven para alinear y nivelar. Están indicados en los estadios finales del tratamiento ortodoncia, en donde es necesario ajustar la oclusión sin perder el posicionamiento radicular logrado con los alambres rectangulares. En algunos casos son útiles para mecánicas de control de torque temprano como arcos iniciales (Turbo Wire--Ormco Corp).

Usos clínicos y objetivos

- Sirven para alinear y nivelar.
- Los rectangulares sirven para controlar el torque, desde el inicio del tratamiento.
- Los rectangulares son ideales para las fases de asentamiento final

Precauciones

- No se deben de utilizar como riel en mecánicas con fricción.
- No se deben cerrar los espacios de extracciones con cadenas elásticas sobre este alambre por su pobre control y rigidez.
- No se deben cerrar diastemas con este alambre como base.

2. Alambres redondos compactos

- a. De acero inoxidable.
 - b. De beta/titanio.
 - c. De níquel/titanio.
- 0.012
 - 0.014
 - 0.016
 - 0.018

Los alambres redondos, compactos

Los alambres redondos, compactos, son aquellos formados por una fibra maciza de corte transversal completamente redondo. Esta característica le da una combinación de rigidez alta y menor amplitud de trabajo.

Usos clínicos y objetivos

- Se utilizan en la fase de alineación y nivelación de los arcos dentales.
- Para la retracción individual de caninos maxilares y mandibulares. Se comienza cuando hay alineación y nivelación completa de los arcos dentales y se hace en un alambre redondo de **0.016, de acero inoxidable**.
- Se pueden utilizar para cerrar diastemas como alambres base.

Precauciones

- No se deben utilizar como rieles en mecánicas con fricción para la retracción, en masa, de anteriores superiores o inferiores.
- No se deben cerrar espacios de extracciones con cadenas elásticas, pues tienen pobre control son rígidos.

3. Alambres cuadrados compactos.

- a. De acero inoxidable.
 - b. De beta/titanio.
 - c. De níquel/titanio.
- 0.014 x 0.014

- 0.016 x 0.016
- 0.017 x 0.017
- 0.018 x 0.018

Los alambres cuadrados

Los alambres cuadrados compactos están formados por una fibra maciza de corte transversal completamente cuadrado. Tienen una combinación de alta rigidez y poca amplitud de trabajo.

Usos clínicos y objetivos

- Sirven para comenzar la fase de alineación y nivelación de los arcos con aleaciones de níquel/titanio de **0.014 x 0.014 ó 0.016 x 0.016**.
- Se utilizan para la retracción individual de los caninos maxilares y mandibulares en mecánicas con fricción, cuando ya hay una alineación y nivelación completa de los arcos. Se hacen en un alambre cuadrado de **0.016 x 0.016**, de **acero inoxidable**.
- Se pueden utilizar para cerrar los espacios de las extracciones con cadenas elásticas sobre este alambre de **acero inoxidable**, pues tienen buen control y rigidez.
- Se pueden utilizar para cerrar diastemas teniendo este alambre como base.

Precauciones

- No se debe utilizar los calibres delgados en aleaciones de **níquel/titanio** como riel en mecánicas con fricción para la retracción, en masa con cadenas elásticas, de anteriores superiores o inferiores.
- No se deben cerrar los espacios de las extracciones en aleaciones de **níquel/titanio**, con cadenas elásticas, por su pobre control y rigidez.

4. Alambres rectangulares, compactos

- a. De acero inoxidable.
 - b. De beta/titanio.
 - c. De níquel/titanio.
- 0.016 x 0.022
 - 0.017 x 0.025
 - 0.018 x 0.025

Alambres rectangulares

Los alambres rectangulares, compactos, son aquellos formados por una fibra maciza de corte transversal rectangular. Esta característica les da una alta rigidez.

Usos clínicos y objetivos

- Sirven para comenzar la fase de alineación y nivelación en aleaciones de níquel/titanio de **0.016 x 0.022**, cuando hay poco apilamiento.
- Para la retracción individual de los caninos maxilares y mandibulares con técnicas con fricción. Se hace en un alambre rectangular de 0.016 x 0.022 de acero inoxidable.
- Se pueden utilizar para cerrar los espacios de las extracciones con cadenas elásticas, pues tienen buen control y rigidez en acero inoxidable.
- Se pueden utilizar para cerrar diastemas en alambre de acero inoxidable como base.
- Se utilizan para conformar los arcos de retracción, en masa, de anteriores superiores e inferiores en un alambre de calibre 0.016 x 0.022 o 0.017 x 0.025, de acero inoxidable o de titanio/molibdeno.

Dimensiones especiales.

Algunas casas comerciales ofrecen productos especiales de acuerdo a técnicas específicas o situaciones especiales.

En el sistema Damon de Autoligado pasivo, se utilizan arcos con dimensiones especiales diferentes: 0.014x0.025---0.013---0.016x0.025, además de los usados convencionalmente.

Para los estadios de torque tienen un arco con torque activo en el segmento anterior (Ormco Co)

La casa Ormco tiene arcos rectangulares 0.016x0.022 con bordes redondeados (Menor fricción)

5. Alambre para ligaduras metálicas

Se hacen en acero inoxidable sin templado y vienen en cuatro calibres diferentes:

1. 0.009.
2. 0.010.
3. 0.011.
4. 0.012.

Características especiales:

- Vienen preformadas.
- Hay unas pinzas especiales para hacerlas en el consultorio.
- Se consiguen alambres de ligadura recubiertos con teflón, que tienen un efecto estético sobre los brackets plásticos o cerámicos, sin perder sus propiedades.
- En calibres 0.012 y 0.014 destemplado sirven para confeccionar los "**kobayashis**", que son ganchos para sostener los elásticos inter-maxilares.

1. Resortes metálicos

Se vienen utilizando desde 1800 cuando se hacían en oro. A partir de 1930 fueron reemplazados por los de acero inoxidable. Se fabrican abiertos, cerrados y en diferentes aleaciones y tamaños.

1. 0.006 en acero inoxidable y níquel/titanio.
2. 0.007 en acero inoxidable y níquel/titanio.
3. 0.008 en acero inoxidable y níquel/titanio.
4. 0.009 en acero inoxidable y níquel/titanio.
5. 0.010 en acero inoxidable y níquel/titanio.

Resortes metálicos abiertos

Son alambres de acero inoxidable de mucho templado, enrollados en forma de espirales espaciadas. Se colocan dentro de los arcos de alambre base o alambre principal y se utilizan para abrir espacios. Se fabrican en diferentes aleaciones y tamaños.

Resortes metálicos cerrados

Son alambres de acero inoxidable de mucho templado, enrollados en forma de espiral, pero sin dejar espacios entre éstas. Se colocan dentro de los arcos de alambre base o alambre principal y se utilizan para cerrar espacios al estirarlos, ya que éstos recobran de nuevo su forma. Se fabrican en diferentes aleaciones y tamaños:

Formas diferentes de arcos

Forma de arco Bonwill Hawley

Se conoce como el arco estándar. Es un segmento de arco sacado de un círculo perfecto y se prolongan los segmentos posteriores en línea recta.

Forma de arco de Brader

Está fabricado con base en una elipse trifocal. El segmento anterior se asemeja a una curva catenaria, pero luego se estrecha gradualmente hacia la parte posterior del arco.

Otras formas

Actualmente se consiguen muchas que se encuentran disponibles comercialmente para las diferentes técnicas

- Forma de Alexander Signature.
- Forma de Burstone.
- Forma de Roth.
- Forma de Boom.
- Forma Orthos
- Forma True Arch
- Forma Accu Form
- Forma individual para el paciente (Insignia. Ormco Co)

BIBLIOGRAFIA

- Burstone C, Goldberg J.** Maximum forces and deflections from orthodontic appliances. AJO. 1983; 84: 95-103.
- Burstone C.** Chinese, NiTi wire- A new orthodontic alloy. AJO. 1985; 87 (6): 445.
- Burstone C.** Beta titanium: a new orthodontic alloy. AJO. 1980; 77 (2): 121.
- Burstone C.** Production of low-friction and colored TMA by ion implantation. JCO. 1995; 29 (7): 453.
- Hurst.** An evaluation of the shape-memory phenomenon of nickel titanium orthodontic wires. AJO. 1990; 98 (1): 72.
- Jiménez V, Iván y Restrepo A. Roberto.** Biomecánica de la ortodoncia para el Odontólogo Integral. Revista CES. Odontología. 1989; 2 (1): 51- 59.
- Kapila.** Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. AJO. 1989; 96: 100-9.
- Kusy.** A review of contemporary arch wires: their properties and characteristics. Angle Othod. 1997; 67 (3): 197-208.
- Miura.** The super elastic Japanese Niti alloy for use in orthodontics part III. AJO. 1988; 94 (2): 89-96.
- Miura.** The super elastic property of Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. AJO. 1986; 90 (1): 1-10.
- Santoro.** Pseudoelasty and thermoelasty of nickel (no tiene referencia ojo.....)
- **Meling R Torstein.** On Torque. A theoretical and experimental study of factors influencing precise delivery of torque. Doctoral Thesis Department of maxillo-facial surgery Ullevål Hospital, Faculty of Medicine. University of Oslo. 1997.
 - **Thurrow C. Raymond.** Ortodoncia de Arco de Canto. Ed Limusa 1988. Parte I.
 - **Sunil Kapila.** Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. Am. J of Orthod. August, Vol 96, Number 2, 1989.
 - **Nikolai J. Robert.** Orthodontic Wire: A continuing evolution. Seminars in Orthodontics, Vol 3, No 3 September 1997.
 - **Glenys A. Thorstenson, BS,a and Robert P. Kusy, BS, MS, PhDa-d** Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second-order angulation in the dry state Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002;122:295-305)
 - **Zheng-Ming Huang,*, R. Gopalb, K. Fujiharab, S. Ramakrishnab, P.L. Lohc,W.C. Foongc, V.K. Ganeshc, C.L. Chewc** Fabrication of a new composite orthodontic archwire and validation by a bridging micromechanics model. Biomaterials 24 (2003) 2941-2953

- **Jianqiu Wang***, **Nianxing Li**, **Guangbin Rao**, **En-hou Han**, **Wei Ke** Stress corrosion cracking of NiTi in artificial saliva. *dental materials* x x x (2 0 0 6) xxx-xxx (In Press)
- **B. Grosgeat a**, **E. Jablonska a**, **J.-M. Vernet b**, **N. Jaffrezic c**, **M. Lissac a**, **L. Ponsonnet c,*** Tribological response of sterilized and un-sterilized orthodontic wires. *Materials Science and Engineering C 26* (2006) 267 – 272
- **Andrea Wichelhaus*, Marc Geserick, Raimund Hibste, Franz G. Sanderb.** The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires. *Dental Materials* (2005) 21, 938–945
- **Her-Hsiung Huang*** . Variation in surface topography of different NiTi orthodontic archwires in various commercial fluoride-containing environments. *dental materials* x x x (2 0 0 6) xxx-xxx (In Press)
- **Yasuharu Ohgoe a,***, **Shinya Kobayashi a**, **Kazuhide Ozeki b**, **Hideki Aoki c**, **Hideki Nakamori d**, **Kenji K. Hirakuri a**, **Osamu Miyashita a.** . Reduction effect of nickel ion release on a diamond-like carbon film coated onto an orthodontic archwire. *Thin Solid Films* 497 (2006) 218 – 222
- **Robert P. Kusy** . Influence of force systems on archwire-bracket Combinations. (*Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:333-42)
- **Robert P. Kusy, BS, MS, PhD,a John Q. Whitley, BS,b and Júlio de Araújo Gurgel, DDS, PhDc.** Comparisons of surface roughnesses and sliding resistances of 6 titanium-based or TMA-type archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126:589-603
- **S. Kobayashia,***, **Y. Ohgoea**, **K. Ozekib**, **K. Satoa**, **T. Sumiyac**, **K.K. Hirakuria, II.** Diamond-like carbon coatings on orthodontic archwires. *Diamond & Related Materials* 14 (2005) 1094– 1097
- **Hiroyasu Kanetaka a,***, **Yoshinaka Shimizu b**, **Hideki Hosoda c**, **Ryo Tomizuka a**, **Akihiro Suzuki a**, **Shuichi Miyazaki d**, **Kaoru Igarashi c.** Orthodontic tooth movement in rats using Ni-free Ti-base SMA wire. *International Congress Series* 1284 (2005) 31
- **Mockers O.** Citotoxicity of orthodontic bands, brackets and archwires. *Dental Material* 18. 2002
- **P.Laheurte¹**, **A.Eberhardt²**, **M.J.Philippe³** and **L.Deblock⁴** Improvement of pseudoclasticity and ductility of Beta III titanium alloy—application to orthodontic wires . *The European Journal of Orthodontics* 2007 29(1):8-13
- **Bart Vande Vannet¹**, **Nahid Mohebbian²** and **Heinrich Wehrbein³** Toxicity of used orthodontic archwires assessed by three-dimensional cell culture . *The European Journal of Orthodontics* 2006 28(5):426-432
- **Mi-Jin Chuna**; **Eunju Shimb**; **Eun-Hee Khob**; **Keum-Joo Parka**; **Jarang Junga**; **Jin-Man Kimc**; **Byunghoon Kimd**; **Ki-Heon Leee**; **Dong-Lyun Chof**; **Dong-Hoon Baig**; **Syng-Il Lee**; **Hyeon-Shik Hwangi**; **Seung-Ho Ohkj.** Surface Modification of Orthodontic Wires with Photocatalytic Titanium Oxide for its Antiadherent and Antibacterial Properties. *Angle Orthodontist, Vol 77, No 3, 2007*
- **Mary P. Walkera**; **David Riesb**; **Katherine Kulac**; **Micheal Ellisd**; **Brian Frickee.** Mechanical Properties and Surface Characterization of Beta Titanium and Stainless Steel Orthodontic Wire Following Topical Fluoride Treatment. *Angle Orthodontist, Vol 77, No 2, 2007*
- **Mathew C. Biermanna**; **David W. Berzinsb**; **Thomas Gerard Bradleyc.** Thermal Analysis of As-received and Clinically Retrieved Copper-nickel-titanium Orthodontic Archwires. *Angle Orthodontist, Vol 77, No 3, 2007*
- **Barbara Siargosa**; **Thomas G. Bradleyb**; **Myrsini Darabarac**; **George Papadimitrioud**; **Spiros Zinelise.** Galvanic Corrosion of Metal Injection Molded (MIM) and Conventional Brackets with Nickel-Titanium and Copper-Nickel-Titanium Archwires. *Angle Orthodontist, Vol 77, No 2, 2007*
- **Chia-Tze Kaoa**; **Shinn-Jyh Dingb**; **Hong Hec**; **Ming Yung Choud**; **Tsui-Hsien Huangd.** Cytotoxicity of Orthodontic Wire Corroded in Fluoride Solution In Vitro. *Angle Orthodontist, Vol 77, No 2, 2007*
- **Robert P. Kusy and John Q. Whitleyb.** Thermal and mechanical characteristics of stainless steel, titanium-molybdenum, and nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131: 229-37
- **Acharya K Anuradha.** Metallurgical Properties of stainless steel Orthodontic archawires: A comparative study. *Trends Biomater artif organs* January 2005.