

UNIVERSIDAD INCA GARCILASO DE LA VEGA



**TRABAJO ACADEMICO PARA OPTAR EL TITULO PROFESIONAL DE SEGUNDA
ESPECIALIDAD EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR**

=====
"ALEACIONES PARA ALAMBRES EN ORTODONCIA"
=====

**AUTOR: C.D. JENNY ZAA CAÑARI
ASESOR: Dr. ROLANDO ALARCO**

**LIMA – PERÚ
2019**

DEDICATORIA: Agradezco a Dios por encaminar mis pasos, pues el conoce el deseo de mi corazón; a mis padres por el apoyo y la confianza siempre en mí ;a mi esposo por su comprensión; a mis Maestros por compartir todos sus conocimientos y a la Universidad Inca Garcilaso de la Vega.

=====

“ALEACIONES EN ALAMBRES DE ORTODONCIA”

=====

ÍNDICE

RESUMEN	10
ABSTRACT	10
INTRODUCCIÓN	11
DESARROLLO DEL TEMA	12
1 PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS DE LOS ALAMBRES	12
1.1 Propiedades deseables en los alambres de ortodoncia	17
1.1.1 Otras propiedades.....	17
1.2 Propiedades elásticas de los alambres	19
1.3 La activación y aplicación de cargas sobre los alambres ...	20
1.4 Factores que alteran las propiedades de los alambres	21
1.5 Fuerzas óptimas	22
1.6 La proporción carga/deflexión de un ansa se puede alterar así	22
1.7 Factores que afectan la rigidez, la resistencia y el rango....	23
1.8 Características de los alambres que pueden ser modificados	23
1.9 Selección de un alambre en ortodoncia	23
2 Aleaciones en los alambres de ortodoncia	23
2.1 EVOLUCION DE LOS ALAMBRES DE ORTODONCIA.....	24
2.1.1 Las aleaciones preciosas	24
2.1.2 Las aleaciones de cobre y zinc	25
2.1.3 Las aleaciones de acero inoxidable.....	25
2.1.3.1 Características clínicas del acero inoxidable.....	27
2.1.3.2 Ventaja de alambre de acero inoxidable.....	27
2.1.3.3 Aplicaciones clínicas	27
2.1.3.4 Alambre australiano de acero inoxidable (El Wallaby)	29
2.1.4 Las aleaciones de cromo/cobalto	29
2.1.4.1 El Elgiloy	29

2.1.4.1.1	Temples diferentes de Elgiloy	30
2.1.4.2	Ventajas de los alambres de cromo/cobalto.....	31
2.1.5	Aleaciones de titanio.....	31
2.1.5.1	Aleaciones de níquel/titanio	32
2.1.5.1.1	Características níquel/titanio.....	35
2.1.5.1.2	Tratamiento termomecánico.....	38
2.1.5.1.3	Aplicaciones clínicas del níquel titanio	38
2.1.5.1.4	Características clínicas del níquel titanio.....	38
2.1.5.1.5	Tipos de alambre de níquel-titanio.....	39
2.1.5.2	Aleaciones de cobre/níquel y titanio	40
2.1.5.3	Las aleaciones de titanio/molibdeno y beta titanio (TMA).....	40
2.1.5.3.1.1	Características de Gummetal	41
2.1.5.3.1.2	Aplicaciones clínicas del Gummetal.....	43
2.1.5.3.2	Características principales de las aleaciones beta/titanio (TMA)	46
2.1.5.3.3	Aplicaciones clínicas de las aleaciones de beta titanio	47
2.1.5.3.4	Uso de las aleaciones de beta/titanio	47
2.1.5.3.5	Las aleaciones de CNA	48
2.1.5.3.5.1	Propiedades principales.....	48
2.1.6	Fibra óptica o plásticos compuestos.....	49
2.1.6.1	El optiflex	49
2.1.7	Titanio niobio.....	49
2.2	Selección transversal de los alambres más usados.....	50
2.2.1	Alambres redondos.....	50
2.2.1.1.1	Alambres redondos, trenzados	50
2.2.1.1.2	Alambres rectangulares trenzados de acero inoxidable de níquel/titanio.....	51
2.2.1.1.3	Uso clínico y objetivos.....	51

2.2.1.2	Precauciones	51
2.2.2	Alambres cuadrados compactos	51
2.2.2.1	Uso clínico y objetivo	51
2.2.2.2	Precauciones	51
2.2.3	Alambres rectangulares compactos	52
2.2.4	Uso clínico y objetivos.....	52
2.2.5	Alambre de ligadura metálica	53
2.2.6	Resorte metálico	54
2.2.6.1	Resorte metálico abierto	54
2.2.6.2	Resorte metálico cerrado.....	54
CONCLUSION		56
BIBLIOGRAFÍA		57

INDICE DE FIGURA

Figura N° 01: Formula de Carga interna y externa	15
Figura N° 02: Binding	19
Figura N° 03: Noching	19
Figura N° 04: Galling	19
Figura N° 05: Comparación de las propiedades de Rigidez, resiliencia y moldeabilidad	19
Figura N°06: Tensión	21
Figura N° 07: Compresión	21
Figura N° 08: Flexión	21
Figura N° 09: Torsión	21
Figura N° 10: Alambre de Acero Redondo, Cuadrado y Rectangular	24
Figura N° 11: A) Caja de brackets dorados. B) objetos que contienen vidrio utilizados para la corrección de rotaciones dentales, punta de tungsteno para ayuda en la soldadura de tubos, banda dorada con tubos soldados C) tubos soldado en banda, ambos dorados	25
Figura N° 12: Arco de alambre	21
Figura N° 13: Pieza 35 impactada después de la extracción del quiste dentígero en la región. B) Arco de acero de múltiloop de 0.014 " para alineación y desalineación del segundo premolar impactados. C) Dibujo de dobleces en T en el arco instalado en la maloclusión,	28
Figura N° 14: Continuación de alineamiento y nivelación del segundo premolar con alambre 0,006 en forma de box loop. B Caso finalizado y C confección del box loop.	28
Figura N° 15: Curva de carga/deflexión del acero inoxidable	29
Figura N° 16: Arco de Elgiloy	29
Figura N° 17: Estructural de los alambres de cobre- níquel titanio expuesta a tensiones que muestra la recuperación del alambre.	32
Figura N° 18: efecto de temperatura en el cobre-níquel titanio (en azul el enfriamiento y en rojo el calentamiento).	33
Figura N° 19: a) Cristal cubico simple; b) Cristal cubico de la fase centrada; c) Cristal tetragonal; d) Cristal cubico de cuerpo centrado; e) Cristal hexagonal compactó	33
Figura N°20: Comportamiento elástico metálico sin superelasticidad (a)con un material superelástico ,(b)	34
Figura N° 21: (a) Cuerpo elástico que recupera la forma;(b) la deformación permanente; (c)Deformación plásticamente	36

Figura N° 22: La superelasticidad del alambre NiTi utilizado en el alineamiento de los arcos dentarios por la transmisión de fuerzas leves y continuas	
Figura N° 23: Alambres superelásticos de níquel/titanio utilizado para alinear el arco dentario	38
Figura N° 24: Utilización del segmento del alambre rectangular de níquel titanio para iniciar el alineamiento y nivelación.	39
Figura N° 25: Información sobre la estructura de deformación plástica de la estructura de 39 GUMMETAL	
Figura N° 26: Características de GUMMETAL	43
Figura N° 27: Distribucion de deformacion en el arco de Elgiloy azul multiansas	43
Figura N° 28: Distribucion de esfuerzos en el arco GUMMETAL.	45
Figura N° 29: Distribución de deformaciones en el arco con Elgiloy azul multiansas	45
Figura N° 30: Distribución de deformaciones en el arco con arco GUMMETAL	46
Figura N° 31: Comparación de rigidez de todas las aleaciones con el acero inoxidable	46
Figura N° 32: Arcos de intrusión con alambre de beta/titanio	46
Figura N° 33: Arco optiflex	47
Figura N° 34: Arco multitrenzado	49
Figura N° 35: Alambre redondo multifilamento (corte transversal)	50
Figura N° 36: Alambre rectangular multifilamento (corte seccional)	52
Figura N° 37: Arcos de alambre de tres filamentos	52
Figura N° 38: Arco de alambre multifuncional	52
Figura N° 39: Alambre trenzado de 3 filamentos	52
Figura N° 40: Alambre retorcido multifilamentos	53
Figura N° 41: Alambre coaxial	53
Figura N° 42: Resortes	53
	53
INDICE DE GRAFICO	54
Gráfico N° 01: Limite proporcional o limite elástico	
Gráfico N° 02: Limite elástico aparente	13
Gráfico N° 03: Límite máximo en que soporta la carga	13
Gráfico N° 04: Limite de resistencia del material	

Gráfico N°05: Máxima carga que un alambre podrá soportar para romperse	14
Gráfico N°06: La resiliencia y la formabilidad se define como un área debajo de la curva de tensión/deformación y la distancia a lo largo del eje X respectivamente.	14
Gráfico N° 07: Modulo de dureza	15
Gráfico N° 08: Límite elástico	16
Gráfico N° 09: Comparación entre los alambres de acero inoxidable, TMA. M NiTi y a NiTi 019 x 028	16
Gráfico N° 10: El rango de trabajo	17
Gráfico N° 11: Duración de Fuerza	17
Gráfico N° 12: Resistencia del Acero Inoxidable	20
Gráfico N° 13: Comparación del Cromo Cobalto templado y sin templar con el Acero inoxidable Muestra el alto nivel de resistencia de GUMMETAL a pesar del bajo valor de Young	22
Gráfico N° 14: Fase de Martensítica a Austenítica-Curva característica de alambres con memoria de forma donde MI y MF representan el inicio y final de martensita, respectivamente, la temperatura AI y AF Representan temperaturas iniciales y finales de la transformación a austenita	26
Gráfico N° 15: Muestra el alto nivel de resistencia de GUMMETAL a pesar del bajo valor del módulo de Young	30
Gráfico N° 16: Muestra de Flexibilidad de GUMMETAL con respecto a otras aleaciones	35
Gráfico N° 17: Comportamiento elástico no lineal visto particularmente en GUMMETAL, el valor del módulo de Young se vuelve menor dependiendo de la cantidad de tensión aumentada	42
	42
	43

INDICE DE TABLA

Tabla N° 01: Evolución de las aleaciones utilizadas en odontología para el uso ortodóntico	
Tabla N° 02: Valores máximos de esfuerzos.	
Tabla N°03: Valores máximos de deformaciones	25
Tabla N° 04: Comparación de la composición y las características clínicas deseables de los alambres de ortodoncia.	45
	45
	49

RESUMEN

El trabajo tiene por finalidad dar a conocer las propiedades internas de los alambres utilizados en el tratamiento de ortodoncia y de esta manera conocer sus limitaciones y así elegir el alambre ideal para cada fase de tratamiento. Estas aleaciones de los alambres han ido evolucionando desde Angle hasta la actualidad.

Las características de los alambres permiten al profesional elegir la variedad que tenemos hasta la actualidad de manera empírica: el acero inoxidable, Cromo-Cobalto, Beta-Titanio, Titanio-Niobio y Níquel-Titanio.

El desarrollo metalúrgico de los alambres brinda al profesional grandes opciones que le permitan elegir de acuerdo al caso clínico a solucionar, desde el punto de vista tiempo y calidad del mismo, para esto es importante conocer y tener actualizado los conocimientos de las propiedades mecánicas básicas, así como la estructura molecular de estos materiales. La fabricación de un determinado tipo de alambre tiene procesamientos térmicos y mecánicos que pueden variar dependiendo de la casa que lo comercialice.

En la actualidad con esta evolución de aleaciones, los ortodontistas buscan el alambre ideal, una aleación que supere a todas las aleaciones conocidas y que pueda utilizarse en todas las fases del tratamiento, minimizando el cambio de arcos y el número de activaciones; es así que aparece el Gummetal como alternativa innovadora a la hasta hace poco ortodoxa ortodoncia convencional.

Por consecuencia, si como profesionales nos actualizamos constantemente con la evolución de las aleaciones de los alambres, la elección del material no solo será empírica, consiguiendo así un tratamiento, corto, con menos daños al paciente, acortando el tiempo de trabajo y tiempo del tratamiento etc

Palabra clave: fricción, alambres de ortodoncia, aleación, acero inoxidable, titanio/niobio, níquel titanio

ABSTRACT

The purpose of the work is to give knowledge of the internal properties of the wires used in orthodontic treatment and in this way know their limitations and thus choose the ideal wire for each phase of treatment. These wire alloys have evolved from Angle to the present day.

The characteristics of the wires allow the professional to choose the variety that we have to date empirically: stainless steel, Chrome-Cobalt, Beta-Titanium, Titanium-Niobium and Nickel-Titanium.

The metallurgical development of the wires offers the professional great options that allow him to choose according to the clinical case to be solved, from the point of view of time and quality, for this it is important to know and have updated knowledge of the basic mechanical properties, as well as the molecular structure of these materials. The manufacture of a certain type of wire has thermal and mechanical processes that can vary depending on the house that sells it.

At present, with this evolution of alloys, orthodontists are looking for the ideal wire, an alloy that surpasses all known alloys and that can be used in all phases of the treatment, minimizing the change of arches and the number of activations; This is how Gummetal appears as an innovative alternative to the until recently orthodox conventional orthodontics.

Consequently, if as professionals we constantly update ourselves with the evolution of wire alloys, the choice of material will not only be empirical, thus achieving a short treatment with less damage to the patient, shortening the work time and treatment time etc

KEYS WORDS: Friction, Orthodontic Wires, alloy, stainless steel, titanium / niobium, nickel titanium

INTRODUCCIÓN

La aplicación de los materiales en ortodoncia se inició con uso del oro y aleaciones de alambre de acero por el padre de la especialidad de ortodoncia E. Angle, aunque no podía imaginar el impacto tecnológico; que tendría hasta nuestros tiempos. ⁽¹⁾

Es básico conocer con medida y rigor los materiales con los que trabajamos diariamente, pues no hay que olvidar que la industria dental nos presenta sus productos como si fueran el material ideal, sin contar con la debida validación científica y tecnológica rigurosa que deberían ser sometidos todos los materiales para su comercialización ^(1,2)

Los profesionales buscamos las características ideales de las aleaciones de alambres como: resistencia a la fractura, elasticidad, que sean maleables, que soporten grandes cargas sin deformarse, buen costo, resistencia a la corrosión, que sean estética, biocompatibilidad, rigidez y baja fricción ^(1,2)

Es importante conocer la composición del alambre ya que estos almacenan fuerzas que luego se liberarán estimulando así cambios químicos, biológicos y celulares que permitirán así el movimiento de uno o más dientes ⁽³⁾. Además, la efectividad del movimiento de ortodoncia debe salvaguardar la integridad de sus estructuras de soporte.

Los alambres poseen características propias, que el profesional selecciona de acuerdo al caso a tratar, así tenemos: El acero inoxidable, Cromo-Cobalto, Beta-Titanio, Titanio-Niobio y Níquel-Titanio.

En la actualidad hay una nueva aleación llamada Gummetal por su composición de titanio-niobio-tantalio-zirconio y oxígeno teniendo características especiales compatibles pero innovadoras como los arcos NiTi.

Entre los alambres hechos de aleación de níquel-titanio, hay tres subdivisiones: una aleación convencional y dos aleaciones superelásticas, cada una con propiedades y características únicas. Todavía hay alambres estéticos disponibles, pero es menos frecuente su uso en la práctica clínica.

Actualmente, la investigación clínica se centra en los conceptos acerca de biomateriales. Esta nueva visión predice que cada investigación acerca de caracterización química, metalúrgica, estudio de propiedades físicas, mecánicas, biofuncionalidad y biocompatibilidad sea finalmente estudiar la aplicación clínica en sí.

Uno de los principales objetivos de ortodoncia es la búsqueda del arco ideal con el que pueda ejercer un determinado movimiento dentario con fuerzas suaves, continuas y con el movimiento adecuado de los dientes, evitando siempre la incomodidad del paciente ⁽⁴⁾.

El propósito de este trabajo, fue realizar una revisión científica sobre la evolución de las aleaciones de los alambres de ortodoncia hasta la actualidad, así como sus propiedades y uso en las diferentes etapas del tratamiento.

DESARROLLO DEL TEMA

1 PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS DE LOS ALAMBRES

Las fuerzas en ortodoncia generarán movimientos dentales, que se producirán durante todo el tiempo de tratamiento ortodóncico, producidos por materiales como elásticos y alambres propios de la aparatología fija. Dichos aditamentos almacenarán energía que serán liberada y traducida en fuerza para ocasionar el movimiento dental en la estructura ósea.

Las aleaciones de los metales utilizados en la práctica diaria tienen diferentes formas, como; resortes, ansas, ligaduras, arcos, etc. Siendo aditamentos que es necesario activar para que generen fuerza; es importante conocer la aleación forma y diámetro de los diferentes alambres ortodóncicos, porque permitirán al clínico, controlar los niveles de fuerza y magnitud de la mejor manera, para producir movimientos dentales que causen menos daño al diente y soporte dental..
(3,5).

La dirección del material elástico se podría definir de acuerdo a su reacción a los fenómenos de tensión/deformación ante una carga producida al material a estudiar.

Los elementos elásticos presentan características en su interior, produciendo diferentes fuerzas como la tensión que se define como fuerza por unidad de superficie, que significa la distribución interna de la carga. Entendemos por deformación que es la desviación por unidad de longitud teniendo como resultado una distorsión interna producida por la carga externa. ⁽⁴⁾.

Para poder entender clínicamente en el campo de ortodoncia, se consideran tres propiedades (resistencia, recorrido y rigidez) que son las características elásticas de los materiales, los cuales podríamos definir así:

La Resistencia, es la capacidad del alambre para poder soportar una fuerza que lo deforme sin causar una deformación plástica. ^(3,5)

La Rigidez, resistencia del alambre a la deformación, se podría entender a la fuerza que se requiere para provocar una deformación a una distancia. ^(3,5).

El Recorrido Es distancia medida en el alambre que se calcula midiendo la flexión, pero antes que pueda provocar una deformación permanente. Ejempló si tenemos un alambre que pase su límite de elasticidad, este material no recuperaría su forma inicial, pero se perdería en su totalidad la recuperación del material, a no ser que excedamos a fuerza provocando una ruptura ⁽⁴⁾.

Esta característica del material se puede realizar un diagrama de tensión/deformación o fuerza/desviación. Resaltando esto como límites de los materiales para evaluar la resistencia de un material. ⁽⁴⁾.

El Límite Proporcional. sí excedemos con fuerza el material del alambre empezará a sufrir cambios permanentes, siendo inversamente proporcional la fuerza y la deformación, ósea a mayor fuerza mayor deformación⁽³⁾.

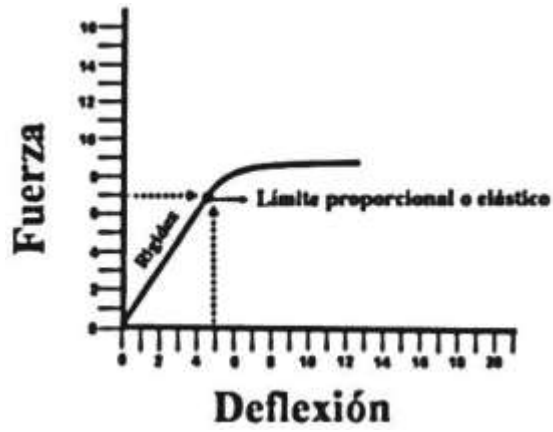


Gráfico 01

Límite elástico o aparente. Punto de mayor consideración en la práctica clínica. Estos límites constituyen una de las maneras de cuantificar la resistencia de un alambre. ⁽³⁾.



Gráfico 02

Punto de Carga Clínica Arbitraria: Punto en el cual alambre sufrirá un daño irreversible.

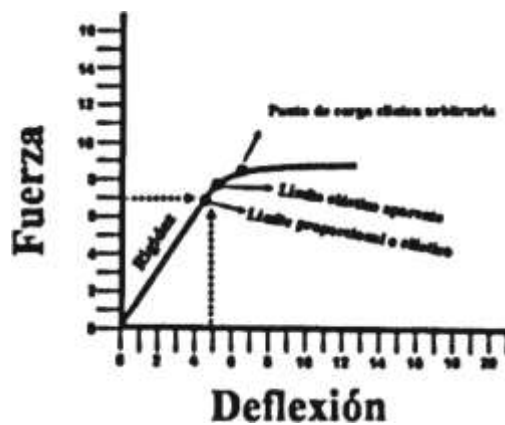


Gráfico 03

Punto de Ruptura: En este limite el alambre no aguanta más la fuerza recibida, fracturándose. ^(3,4)
 La diferencia entre el límite elástico aparente y el punto de carga clínica arbitraria, se refleja en la práctica clínica cuando confeccionamos con los alambres ansas o dobleces; gracias a la característica de moldeabilidad del mismo ^(3,4).

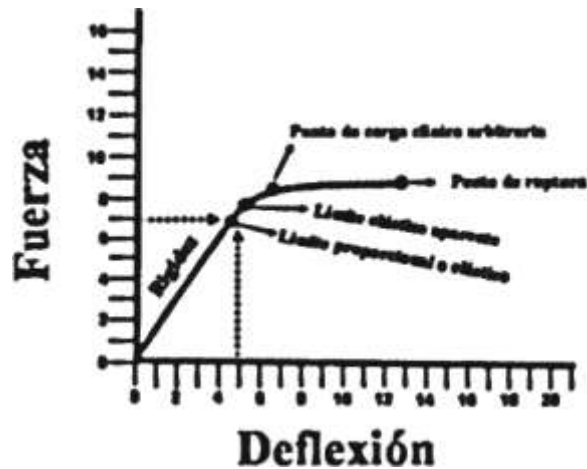


Grafico 04

La elasticidad y la rigidez constituyen una correlación que la siguiente formula nos ayudara a entender:

$$\text{Rigidez} = 1/\text{Elasticidad}$$

Cuanta más la pendiente, mayor rigidez tendrá el alambre; cuanto menos inclinada sea la pendiente, el alambre será más elástico. Dando como resultado, que son proporcionales en la curva de fuerza/desviación. ⁽⁴⁾

Los alambres de ortodoncia se deforman en la práctica clínicas porque sobrepasan su propio límite elástico. Por lo cual las características de los materiales a nivel de su curva carga/desviación entre el límite elástico y la resistencia final son importantes conocer para un eficaz tratamiento clínico. ⁽⁴⁾

Proporción de las propiedades:

$$\text{Resistencia} = \text{Recorrido} \times \text{Rigidez}$$

Existen otras propiedades como la moldeabilidad y la resiliencia no menos importantes clínicamente que se observan en el del diagrama tensión/deformación. ⁽⁴⁾

El Módulo de Resiliencia, cantidad de energía almacenada que puede conservar un material por cada la cantidad de volumen que este posea. ⁽³⁾

Moldeabilidad, esta característica se produce cuando el alambre tiene la capacidad de deformarse permanente justo antes de, romperse, fracturarse etc, de manera definitiva ⁽³⁾.

Esta característica interna de los materiales ante una fuerza externa, se observa en el diagrama de la curva tensión/deformación.

Estas dos propiedades de los materiales dependerán del tipo de aleación, así como de la selección transversal y del diámetro del alambre a trabajar. ^(6,7)

Este fenómeno lo entenderemos con la formula

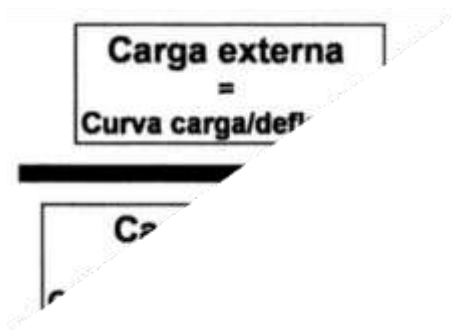


Figura 01

La tensión o esfuerzo. – Se da internamente la repartición de la fuerza. Pudiendo definirse como de fuerza por unidad de área o superficie. La unidad de medida es (N/m^2) y su representación en letra (**d**).

La deformación. Es la torsión producida internamente por una fuerza, que produce una desviación por unidad de longitud. su símbolo es épsilon (**e**).

$$E = d / \text{longitud del alambre}$$



Grafico 05

Ley de Hooke. La correlación que hay entre la tensión y la deformación en igual hasta el límite; hasta que llega a un punto tal que produce una deformación. ⁽³⁻⁸⁾

Un resorte tenso o relajado ejercerá una fuerza (**F**) que es directamente proporcional a la deflexión o activación (**x**) que sufre este al ser activado. Que se obtiene con esta ecuación: $F = k x$.

La constante de proporcionalidad (**k**) entre a fuerza y la deflexión. Se entiende que cuanto mayor es la constante elástica será más “duro” es el resorte, entonces se podría decir que es más rígido.

Un resorte rígido ejercerá mayor fuerza cuando es sometida a una fuerza comparada con una menos rígida.

- **El módulo de Young.**- Es la invariable de la correlación a la lineal de Hooke
- **El módulo de resiliencia.** -Está representado en el diagrama como un área Es el área por debajo de la línea perpendicular de tensión/deformación hasta el límite elástico ⁽³⁾



Gráfico 06

- **El módulo de dureza.** - Esta área se ubica por debajo de la línea de tensión/deformación hasta el punto de fractura, se podría entender entonces que es hasta el punto en que se produce un cambio permanente. ⁽³⁾



Gráfico 07

Después de aplicar una gran fuerza se observará en el diagrama de tensión/deformación tres puntos en la curva que nos ayudaran para saber qué tan resistente es un material.

- El limite proporcional.** Después de este punto se produce una deformación permanente del alambre entonces podemos decir que “la desviación es directamente proporcional a la carga”
- El limite elástico.** Punto en la que el alambre regresa después liberar la carga, no regresa a su forma inicial y sufre de una deformación ^(10,11)

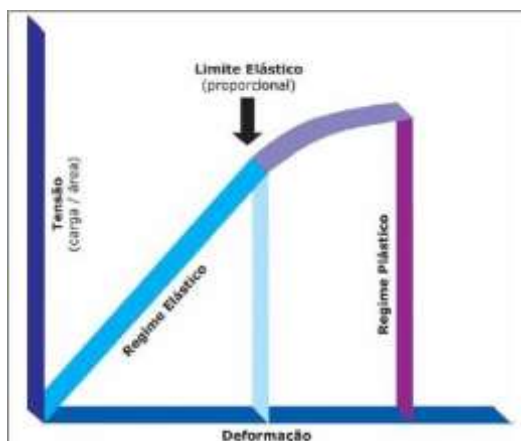


Grafico 08.

- c. **Límite de elasticidad.** La rigidez y la elasticidad son propiedades correspondientes”³, en esta curva de carga/deflexión se entiende que menos pendiente mayor elasticidad y a mayor pendiente mayor rigidez: lo que se podría observar en el gráfico de los diferentes aleaciones^(7,10,11)
Observando este grafico resultado de un estudio que el acero es el más rígido.

Grafico 09

1.1 **Características que debe contar los alambres de ortodoncia**, que cada ortodoncista busca de acuerdo en que etapa de tratamiento se encuentra.

1. Resistencia a fracturarse.
2. Que tengan gran elasticidad y menos rigidez
3. Que sean maleables y puedan doblarse con facilidad
4. Amplitud de trabajo
5. Que puedan ser soldados entre si
6. Bajo costo
7. Que no se desgaste ante el medio bucal
8. Estético tanto en tamaño y color
9. Que pueda minimizar la adherencia de placa bacteriana
10. Bioinerte^(3,8, 11,12 15)

1.1.1 **Otras propiedades**

Biocompatibilidad

Posee ciertas resistencias al medio bucal, a las manchas y tolerancia de la mucosa bucal a las aleaciones que componen los alambres o aditamentos. Entonces se entiende que un material biocompatible no debe corroerse en el medio bucal, ni libera sustancias que dañen la integridad del paciente.

Estabilidad ambiental

Quiere decir que un alambre mantenga sus propiedades por un periodo largo de trabajo, así como también resistencia ante el medio bucal⁽³⁾ y tolerancia de los tejidos⁽⁷⁾

Posibilidad de ser soldado

Esto nos permite soldar entre sí para la confección de aparatos o aditamentos que necesitamos en la práctica clínica. ^(3,14,18,20)

Fricción

Es la resistencia producida al desplazar un cuerpo que están en contacto, entonces se comprende que es una fuerza que impide el deslizamiento de un objeto en contacto, como por ejemplo en ortodoncia que se da entre el bracket y el alambre. ⁽⁶⁾

Una fricción excesiva provocara perdida de anclaje y de un atascamiento dental provocando que el diente no se mueva ⁽⁷⁾

Cual fuese uno de estos movimientos provocara un aumento de la fricción entre el "bracket - arco" imposibilitando el tratamiento. Aconteciendo así una mala definición del término fricción, ya que la diente y aditamentos producirán fuerzas para provocar movimientos, ocurriendo fuerzas que se opondrán al movimiento dental, las cuales son:

- La Fricción (FR).
- Deformación elástica en el alambre (Binding) BI
- Deformación plástica que ocurre en los dobleces y muescas que confeccionamos en el alambre, (Noching) NO.

Existen tipos de fricciones, una estática y otra cinética se debe a las fuerzas de contacto entre el alambre, los brackets y las ligaduras.

- **EI BINDING**, se produce ni bien se empieza mover el diente y el alambre entra automáticamente en contacto con el borde del bracket.
- **EI NOCHING**, sucede cuando la deformación permanente de un alambre acurré en la interface de la esquina bracket y arco. se detienen los movimientos del diente cuando una muesca en el alambre coge el bracket o cuando el ángulo producido al inicio se incrementa, produciendo en el alambre una deformación plástica. El movimiento se restaura cuando la muesca o dobles se libera.
- **EI GALLING**, se da con la corrosión, que ocurre en el alambre por la presencia de la saliva cuando está en boca, aumentando así la fricción. ^(5,10)



Figura 02



Figura 03



Figura 04

Peggy Coa (2016) Realizo una revisión de la literatura sobre “Fricción”, en el cual explica como la fricción afecta el movimiento dental con un efecto clínico, así como la evolución de los materiales dentales han ido evolucionando con nuevas propiedades en cuanto a la fricción. En este trabajo describieron, los tipos de fricción, los factores biológicos, elementos que influyen en la fricción como: el alambre o elástico que utilizamos para ligar, alambres y tipos de brackets que utilizamos frecuentemente. También describieron la fricción en las diferentes etapas del tratamiento ortodóntico.

La fricción se origina por el relación directo entre los brackets, el alambre y las ligaduras ya sea metálica o elástica. Observando que el único factor que ser capaz de producir fricción es el borde externo de contacto entre bracket y arco. La fricción se produce entre el arco y ranura, pero si el diente no se mueve se podría deber por distintas razones, de las cuales pueden ser por: cuando existe imperfecta relación de los borde de un bracket y un arco (deformaciones plásticas). ⁽⁸⁾

1.2 Propiedades elásticas de los alambres

La rigidez. Se puede definir como la cantidad para poder doblar y producir una deformación de un alambre a una cierta distancia establecida, Dándonos la cantidad de la fuerza de un alambre, pero no con exactitud, tampoco la distancia con la que se produciría un desplazamiento dental. Donde **Ws**: rigidez del alambre, **Ms**: rigidez del material y **Cs**: diámetro transversal del alambre. Con 2 alambres de igual diámetro, se produce una gran diferencia de fuerza y proporciones ósea carga-deflexión. Si hablamos de la rigidez del material (Ms) hablaremos del módulo de elasticidad, que se utiliza para calcular la de fuerza que un alambre ofrece por la fuerza de activación. ^(3,14)

$$Ws = Ms \times Cs$$

La resistencia

Es la capacidad que tiene un material para resistir una carga que producirá una deforma sin acceder el punto de deformación permanente. También es “la mayor carga que un alambre puede entregar hasta el punto que nos da el material”, esto dependerá de la rigidez y rango de trabajo. ⁽³⁻¹⁰⁾

El rango de trabajo

Carga máxima que un material puede someterse, pero sin exceder el punto de deformación permanente. Este valor es lineal que nos permitirá saber qué tanto se puede mover un diente producido por una sola activación en una cierta distancia (milímetros)

Flexibilidad, deflexión elástica máxima o rango de trabajo están relacionados con la proporción del límite elástico (**LE**) con el módulo de elasticidad (**LE/E**) ^(3, 7)

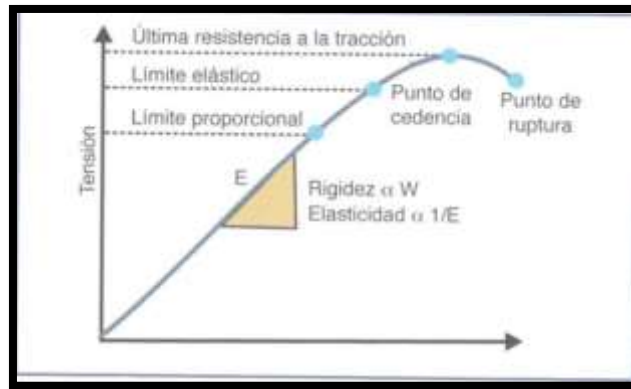


Gráfico 10

Comparación de estas tres propiedades

La rigidez	La resiliencia flexibilidad	La moldeabilidad
Nos da la proporción de la fuerza de un material alambre, pero no es exacto	Es la superficie que hay debajo de la curva tensión/deformación hasta el límite proporcional. Capacidad del alambre para almacenar energía	Deformación permanente, representando el grado de resistencia a la deformación permanente antes de que se rompa ⁽³⁾

Figura 05

1.3 Cargas sobre los alambres

La activación

Es cuando un alambre es deformado por una fuerza acumulada y es liberada posteriormente, existen tres formas:

1. Activación axial

Modo de activación común de elementos elásticos y es una característica de los metales. Los cuales son en estiramiento y tensión así como en activación que nos producirá una compresión.



Figura 06



Figura 07

2. Activación por flexión

La fuerza es perpendicular al eje de la longitudinal de un elemento que sea elástico. Es una característica de los alambres



Figura 08

3. Activación por torsión

La fuerza se aplica de tal modo que se observa una deformación produciéndose alrededor del eje longitudinal del material. Que lo realizamos en la práctica clínica realizando dobleces para proporcionar torque.



Figura 09

1.4 Elementos que alteran las propiedades de los alambres

La dimensión influye considerablemente en el comportamiento de alambres y viéndose afectada las propiedades de rigidez, resistencia y el rango de trabajo, entonces podríamos entender lo siguiente:

El diámetro, si duplicamos el diámetro con apoyos a ambos lados:

- La resistencia se multiplicaría por 8.
- La elasticidad se dividiría en 6.
- El recorrido a la mitad.

La longitud, si la longitud aumenta en 100% :

- La resistencia a la flexión se reduce a la mitad.
- La elasticidad se multiplica por 8 y se multiplica el rango por 4.

La forma de sección transversal, Lo que ocurre en un alambre redondo la altura y profundidad iguales. En cambio, en los cuadrados y rectangulares se modifican independientemente

a) **La altura,** esta en contacto con el plano de flexión. R^3 de la altura y la F^2 .

b) La profundidad. No se ve resultado en la amplitud de trabajo, lo cual no se refleja en la altura. Afectando iguala la rigidez y fuerza.
Ejemplo:

- Alambre 0.016 x 0.022 (donde la altura es 0.016 y la profundidad a 0.022).

1.5 Fuerzas óptimas

Durante todo el tratamiento ejercemos en boca diferentes tipos de fuerza, dentro de estas tenemos; fuerzas excesivas, óptimas, subóptimas y subumbrales. Que podrían o no causar daño en boca, considerando estos factores: ⁽³⁾.

La duración de la fuerza: hablamos del periodo de tiempo o cuanto tiempo esta activada. Existe un umbral de tiempo aproximadamente de 4 a 8 horas, para que una fuerza inicie el movimiento en seres humanos. Si las fuerzas exceden el tiempo conseguirán movilización dental más eficaz.

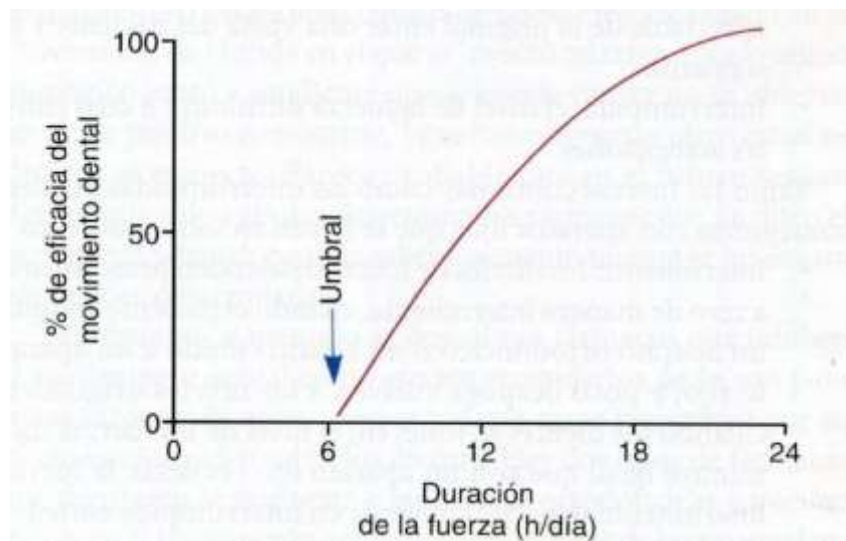


Gráfico 11

La distribución de la fuerza: se ve reflejada en la estructura dental si no también en la estructura adyacente como los procesos alveolares.

La magnitud de la fuerza: Es la cantidad de fuerza que refleja la estructura.

La dirección de la fuerza: Se ve reflejada hacia donde los dientes se desplazan. ⁽¹³⁾.

1.6 La proporción carga/deflexión de un ansa se puede alterar así

1. La sección transversal del alambre

- En el alambre redondo (D^4) donde D es el diámetro
- En el alambre rectangular profundidad ²

2. La longitud del alambre

En la práctica clínica cuando queremos disminuir las fuerzas debemos aumentar la longitud del alambre o hacer dobleces.

3. El módulo de elasticidad del alambre.

Depende de los elementos que lo contengan por lo tanto cambiará la rigidez resistencia y rango de trabajo

1.7 Componentes que afectan al alambre en su rigidez, la resistencia y el rango

- **Distancia interbracket e intrabacket**“ .la distancia intrabacket varia de acuerdo al tamaño y el ancho del bracket, que se puede medir entre sus aletas .Se entiende entonces que a mayor distancia interbracket, aumenta la longitud entre aleta y aleta, y disminuyendo la fuerza, sin embargo, en cambio con los alambres más flexibles son de níquel titanio, siendo para ellos no considerable la distancia^(28,29)
- **Forma del alambre.** -Diámetro que variaría a mayor grosor mayor fuerza, que se vería reflejado en la forma del alambre.
- **El proceso de fabricación.** - “las aleaciones que componen un alambre nos dan diferentes módulos de elasticidad, dureza y algún tratamiento térmico, cambian las propiedades físicas”. Los cambios que producen el medio intrabucal, son el Ph de la flora intrabucal, así como la placa bacteriana puede modificar las características y propiedades de los alambres^(2,4,25,31,32)

1.8 Características que pueden ser modificados

- a. Al reducirse el diámetro del alambre reducimos la fuerza.
- b. Si reducimos el diámetro a la mitad, duplicamos el rango y la fuerza baja 8 veces.
- c. Al incrementar la longitud, la fuerza se reduce. Ósea la fuerza es inversamente proporcional a la fuerza.
- d. Cuando la longitud se reduce a la mitad, la fuerza se reduce en un 50%y el rango de trabajo se aumenta 400% .
- e. Cuando aumentamos la longitud en 50%, el rango de trabajo también se incrementa igual, ósea un 50%.

1.9 Selección de un alambre en ortodoncia

Una de las principales características que debe contar un alambre es la rigidez que se obtiene por y el diámetro del alambre:

$$Ws=Ms \times Cs$$

Ws=Rigidez

Ms= Rigidez del material

Cs=diámetro o sección cruzada del alambre

2 Aleaciones en los alambres de ortodoncia

Aleaciones. Las aleaciones puras son muy blandas y tienen a corroerse, por lo cual se decide mezclar uno o más metales; uniéndose encima de su punto de fusión consiguiendo propiedades diferentes al del original.

Alambres. Son metales que han recibido fuerzas traccionales. Dándole forma de hilos que utilizamos en la práctica diaria en los tratamientos de ortodoncia y lo pedimos comercialmente como pie.



Figura 10

2.1 EVOLUCION DE LOS ALAMBRES DE ORTODONCIA

Secuencia tradicional de las aleaciones de alambre utilizadas hasta la actualidad por fases (15)

FASES	LIGAS	CRONOLOGIA
FASE I	ouro	da virada do último século ao início da década de 40
	aço inoxidável	década de 40 em diante
FASE II	NiTi estabilizado	década de 70 em diante
	beta-titânio	década de 80
FASE III	NiTi superelástico (austenítico ativo)	meados da década de 80
FASE IV	NiTi termodinâmico (martensítico ativo)	década de 90
FASE V	NiTi gradualmente termodinâmico	década de 90
FASE VI	fios metálicos com cobertura estética	década de 90
FASE VII	fios de compósito polimérico, revestidos com fibra de vidro	em estudos laboratoriais desde 1994, lançados no mercado em 2008

Tabla 1

2.1.1 Las aleaciones preciosas

Hasta principios de la década de 1930, las aleaciones de oro (tipo IV) fue el más utilizado en la fabricación de accesorios de ortodoncia. Oro de 14 a 18 quilates fue utilizado habitualmente en ese momento para alambres, bracket y tubos, así como las bandas y ligaduras de iridio-platino. La ventaja de aleaciones de oro residía en el hecho de que fueron tratados térmicamente para variar su rigidez en alrededor del 30%, y tiene una excelente aguante a la corrosión. En Brasil, las aleaciones de oro fueron utilizadas por pioneros de la ortodoncia brasileña, profesores Universidad Federal de Río de Janeiro, hasta el principios de la década de 1950 .^(3,,15)



Figura 11

El oro puro constituye un mineral poco alterable, tolerando así los fluidos del medio oral, altamente dúctil y muy maleable. Con una temperatura de fundición más menos 1060°C. Al ser combinado con la plata, mejoran las características de dureza y se trabaja a baja fusión, pero a su vez, lo convierte en una aleación poco dúctil y maleable.

El oro con el platino mejora la elasticidad, la dureza y de alta fuerza de tensión, utilizados anteriormente para la fabricación de aparatología ortodóncica. Que fue sustituido por el acero inoxidable por su alto costo y complejidad de trabajo. ⁽¹⁵⁾

El aumento del costo del oro produjo la disminución de uso, siendo este el principal problema. El oro es blando, pero al combinarlo con platino, paladio y cobre lograban una gran dureza que se reflejaba en la práctica. formula ^(3,19)

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

Distribuidas por :S.S White y Rubbrecht detallan las siguientes fórmulas

- El oro platinado de la Rubbrecht, componen esta aleación: Oro75%, Cobre 15%, Plata 8%, Platino 2%. Con T° de fusión 800°C.
- El oro platinado de la S.S White posee: Oro 63%, Plata 18,1%, platino 10%, Cobre 8,6%. Con T° de fusión de 935°C.

2.1.2 Las aleaciones de cobre y zinc

Una aleación de cobre y zinc son el alambre de laton llamada cobre amarillo, que son dúctiles y maleable. Utilizados anteriormente para separación dental a nivel de las molares para la colocación posterior de las bandas ^(3,8,13,31)

2.1.3 Las aleaciones de acero inoxidable

En ortodoncia utilizamos los aceros inoxidables, Constituida por hierro o ferrita que en su forma natural es un material muy blando e inestable. por lo tanto es necesario incorporar metales como cromo, níquel y carbono que le darán fuerza⁽³⁾

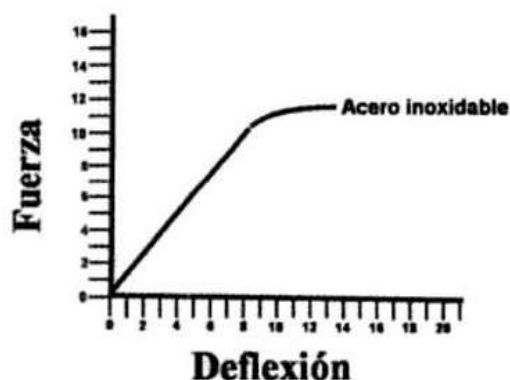


Gráfico 12

El acero inoxidable se produjo en 1929 y para 1949 había dejado atrás al oro, fueron utilizados por por Decoster, en Bélgica que hasta la actualidad lo utilizamos por las siguientes razones:

- Fáciles de trabajar.
- El gran módulo de elasticidad de trabajo.
- Ser soldado.
- La maleabilidad excelente
- La baja fricción
- Su resistencia a la corrosión
- El bajo costo

Las aleaciones de acero pertenecen al grupo de los materiales martensíticos, son antimagnéticas, resistentes a los agentes químicos y tienen la fórmula 18-8, por la proporción de cromo y níquel que contiene:

- 73.8% de hierro o ferrita
- 18% de cromo.
- 8% de níquel.
- 0.20% carbono⁽³⁻¹⁵⁾

Las dos fórmulas más comunes:

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%.

Las aleaciones de acero inoxidable se encuentran a bajo costo y en variedad de diseños que se ven modificados en sus secciones transversales, así como el tamaño y dureza. El tratamiento de calor en la fabricación es de dos tipos:

a. Recocido o “matar el alambre”

Se necesitaría 1.000 grados centígrados de temperatura para matar al alambre y hace que el material pierda totalmente sus características de templado. Por ejemplo, el alambre de ligadura que es totalmente blando y maleable facilitando así sus dobleces.

b. Liberación de tensiones

El tratamiento se realiza a menor temperatura sin perder la característica de dureza y temple del alambre.

El acero tiene la capacidad de ablandarse al calor y endurecer en el frío. Existe varios estados, como el estado parcialmente recocidos, en la que la resistencia aumenta a expensas de su moldeabilidad. Dando como resultado a la clase de aceros Super quebradizos y llegan a fracturarse si son flexionados ⁽⁴⁾.

2.1.3.1 Características clínicas

1. Módulo de elasticidad mayor
2. Es muy rígido
3. Resiste a ser deformados
4. Tiene alta maleabilidad
5. Produce fuerzas altas que se disipan en periodos cortos
6. Almacenan poca energía
7. Las ansas o resortes necesitan activaciones constantes
8. Es ideal para las técnicas ortodóncicas que utilizan la fricción ^(3,6,7)

2.1.3.2 Ventaja de alambre de acero inoxidable

- Asombrosa resistencia
- No causan daño tejidos
- Duran en el tiempo
- No se rompen con frecuencia
- Su forma es inalterable.
- Son inoloras y sin sabor
- Soldables sin aditamentos
- Bajo costo. ⁽³⁾

2.1.3.3 Aplicaciones clínicas

Las casas dentales lo comercializan en tiras rectas y arcos preformados con diferentes formas y en diámetros o secciones transversales como redondas, cuadradas y rectangulares

Se usan con frecuencia en todas las fases activas del tratamiento de ortodoncia siendo óptima para los toques individuales en la fase de finalización.

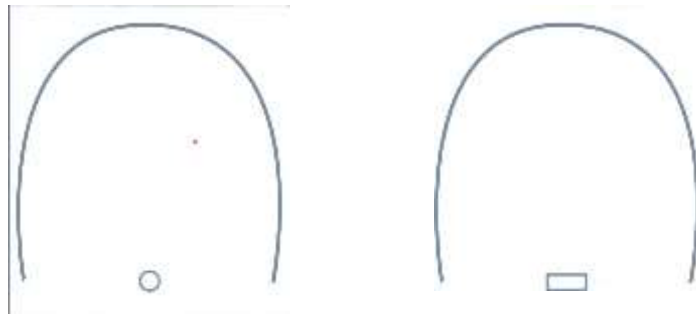


Figura 12

Aceros inoxidables austeníticos 18-8 de tipos 302 y 304 son los manejados en ortodoncia. Para la alineación dental en la fase de nivelación, los arcos de acero de sección transversal aún más pequeños resultar en cargas altas, que no es consistente con niveles fisiológicos de fuerzas. En esta etapa de tratamiento de ortodoncia, el uso del acero es posible utilizar con ayuda de la incorporación de asas para aumentar el rango de activación del alambre y "camuflar" la baja resistencia y alta rigidez. La desventaja el uso de el alambre en forma de T es que están sujetas a pérdida de la forma original al cambiar la dirección de vectores de fuerza también pueden dificultar la limpieza, para retener comida y puede causar daño tisular lunares adyacentes.⁽¹⁵⁾



Figura 13



Figura 14

Así, en la fase de alineación, los alambres de acero inoxidable requiere la incorporación de ansas para aumentar la cantidad del alambre en el espacio entre bracket, distribuir las fuerzas y compensar la baja resistencia en comparación con otros. Por lo tanto, los arcos de acero rectos no se indicarán para las primeras etapas del tratamiento. Los arcos de acero ofrecen una excelente resistencia a la corrosión, tienen mayor límite elástico y módulo de elasticidad, haciéndolo más ventajoso que las de otras aleaciones, especialmente en condiciones en las que se requieren alambres más rígidos ⁽¹⁵⁾

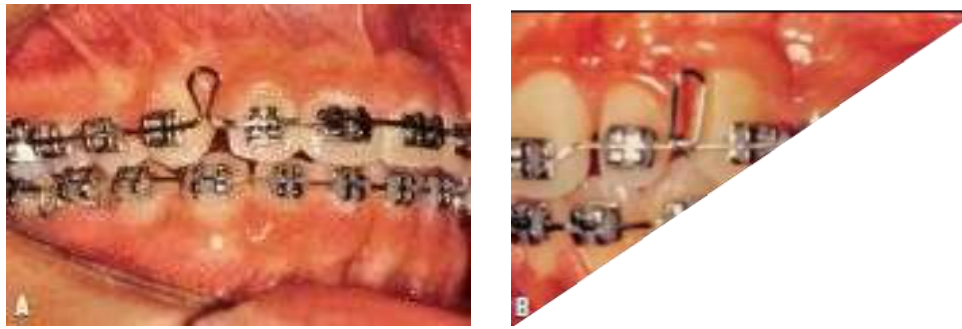


Figura 15

Otra forma de iniciar el tratamiento, pero sin confección de ansas es la utilización de arcos de acero multifilamento, estos alambres pueden ser doblado o utilizado coaxialmente; la recuperación elástica de los multifilamentos es de 25% más alto que el acero convencional; la rigidez de los segmentos interbrackets es mucho más pequeño que el diámetro del acero inoxidable. Otra característica es las propiedades mecánicas son similares al del NiTi.

Se considera la resistencia de los arcos multifilamentos altos, sin embargo el límite elástico que lo hace susceptible a la deformación plástica por fuerzas externas como la masticación; cuando el acero y níquel/titanio son sometidos a la misma fuerza, el acero exhiben un grado mucho mayor de deformación permanente.⁽¹⁵⁾

2.1.3.4 Alambre australiano de acero inoxidable (El Wallaby)

Los alambres de acero inoxidable se usan en técnicas de fuerzas por su característica altamente templado y con propiedades de elasticidad y de resistencia que les permiten actuar por tiempos prolongados sin deformarse. El más comerciales es el alambre australiano fabricado por los laboratorios T.P.

Alambre Bioline

Acero inoxidable compuesto de Cr-Mo (Cr 22 %, Ni 5 %, Mo 3 %) biocompatible, presenta otra aleación en menor proporción que es níquel que lo hace 20 % más elástico; misma presentación comercial que el acero. Desde el 0,016" hasta el 0,021"x 0,025

Bioforce sentalloy

Este acero es superelástico ejerciendo fuerzas que se extienden desde 80 g en los centrales hasta 320 g en los molares; una estructura sólida, ejerce la fuerza específica.

2.1.4 Las aleaciones de cromo/cobalto

2.1.4.1 El Elgiloy

A principios de la década de 1960, el Elgin Watch Company ha desarrollado una aleación para arcos ideales, arcos utilitarios y resortes que se utilizan en la técnica bioprogresiva de esta aleación de cromo cobalto, fue introducido al mercado con nombre de "Elgiloy" (Rocky Mountain Orthodontics), y actualmente hay Varios similares en él.

Este tipo de alambre moldeable y blando, puede llegar a conseguir su posterior endurecimiento si le aplicamos calor luego de haberle dado una forma determinada. Dicho calentamiento aumenta considerablemente la resistencia en el material, y en el Elgiloy más común se compara al acero."⁽⁴⁾.

Grafico 13

Nombre comercial: **Elgiloy** (Rocky Mountain), **Remoloy** (Dentaurun), **Flexiloy** (Unitek).

Composición del Elgiloy:

- 40% de CO,
- 20%de CR
- 15% de Ni.
- 15.8% de hierro
- 7%molibdeno
- 2% magnesio
- 0,04% berilio
- 0.15% carbono ^(3,8)

2.1.4.1.1 Tipos de Elgiloy

El Elgiloy azul

La presentación de este alambre es blanda de elasticidad normal, es el más utilizado para la confección de aparatos.

Aplicaciones clínicas

- Comercializado en tiras y arcos preformados
- Usado en fase intermedias y finales.
- Proporciona dos tipos de fuerza
- Antes de exponerla al calor es 60%de rigidez del acero
- Después de exponerla al calor tiene 40% más rígido que el acero
- Ideal para la confección de arcos multiansas
- Ideal para la confección de arcos de utilidad
- Ideal para formar arcos de intrusión ^(3, 32)

El Elgiloy amarillo

Aleación más dúctil, elástica y resiliente que el azul, se dobla con facilidad y se suelda con precaución. Se trata con calor para el máximo rendimiento

- **Aplicaciones recomendadas.** Ideal para la preparación de arcos planos en la atapa de finalización o cuando el tratamiento requieren de cualidades elásticas superiores a las que proporciona el temple azul. Generalmente utilizamos este alambre para

alineaciones, torsión, rotación, retracción y para pequeños detalles para finalizar los casos.

El Elgiloy verde

Es el más resiliente que el amarillo, se incrementan las propiedades de temple por medio de tratamientos térmicos

- **Aplicaciones recomendadas.** Se utiliza para alinear, torsión y rotación

El Elgiloy rojo

Es hiper-elástico, se debe manejar con exhaustivo cuidado y a gran temperatura de calor lo vuelve demasiado elástico y por lo tanto es tan rígido que es susceptible a que se fracture. El tratamiento térmico reduce al mínimo la liberación de tensiones en cambio produce cambios de elasticidad en las aleaciones de Elgiloy

- **Aplicaciones recomendadas.** Se podría utilizar en la etapa de alineación.

Consecuentemente, el azul y amarillo son similares con el acero inoxidable tradicional, en cambio el elgiloy verde y rojo son más templados y rígidos.

2.1.4.2 Ventajas del cromo/cobalto

- Resistentes a la fatiga
- Almacenan energía
- Tienen muy buena maleabilidad
- Los alambres templados producen fuerzas muy altas
- Se suelda con facilidad.
- Baja fricción con acero inoxidable
- Módulo de elasticidad se altera con tratamiento térmico
- Costo relativamente intermedio



Figura 16

2.1.5 Aleaciones de titanio

De última generación, en las cuales se encontramos variedades de alambre que utilizamos actualmente

1. Aleaciones de níquel titanio (NI/TI)

2. Aleación de beta/titanio y titanio/molibdeno (TMA)
3. Aleación de níquel/titanio súper elástico (NI-TI Chino)

2.1.5.1 Aleaciones de níquel/titanio

Fue creada en 1958, William Buehler, metalúrgico del Laboratorio Naval de Ordinance de Estados Unidos, que buscaba una aleación de baja densidad, fatiga y resistente al calor para la elaboración de conos de misiles.

La aleación de diferentes elementos, por estar formada de igual proporción de Níquel y Titanio. Para manifestar la tenacidad a la fatiga, con el procedimiento de enrollado en frío y estirada y enrollada varias veces lográndose así ver su propiedad.

Muzzey por curiosidad acercó su pipa al alambre observando asombrados que, se estiró hasta alcanzar su forma inicial. Llamada **memoria de forma**, conocida esta propiedad hasta la actualidad.

La primera aleación de Nitinol: Ni= Níquel, Ti= Titanio, Nol= Naval Ordinance Laboratory debido al laboratorio donde se comenzó.

Composición de la aleación original: 55% de Ni 42% de Ti y 3% cobalto

En 1971 por el Dr. George Andreasen de la Universidad de Iowa, encontrando que estos arcos de Nitinol mostraban una tensión que se recuperaba (alto límite de elástico y bajo modulo elástico) que era 10 o más veces mayor a la del acero inoxidable.

Esta aleación de níquel/titanio tiene distintas formas y debido a sus estructuras cristalinas dependen de la temperatura de fabricación.

- a. **Fase martensítica.** Se trabaja a bajas temperaturas , el alambre admite algunos dobleces que serán permanentes.
La fabricación compleja contiene en su estructura de 54 átomos en su unidad.
- b. **Fase austenítica.** En esta fase la aleación se trabajara a grandes temperaturas. Volviéndose súper elástica, no asegurando dobleces de ningún tipo
En esta fase el cuerpo es ordenado, reducido cúbicamente de 9 átomos por unidad que está por sobre los niveles de temperatura de transición (RTT).
- c. **Fase martensítica y austenítica.** Estas aleaciones tiene una fase de transición de martensítica a austenítica que se activan cuando la tensión alambre producen cambios.

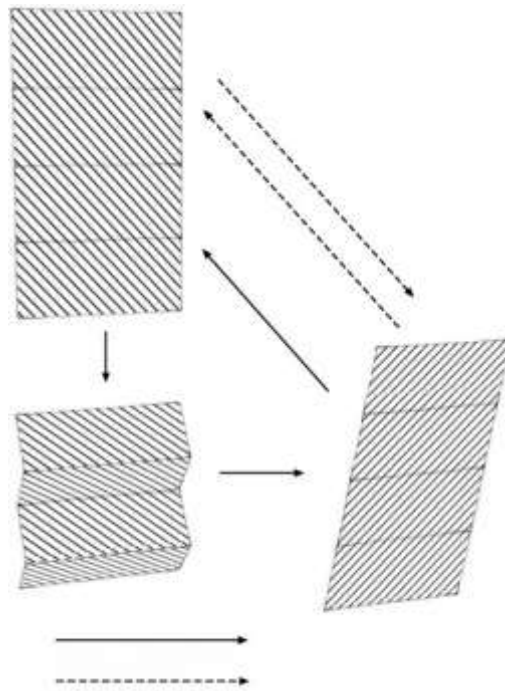


Figura 17.

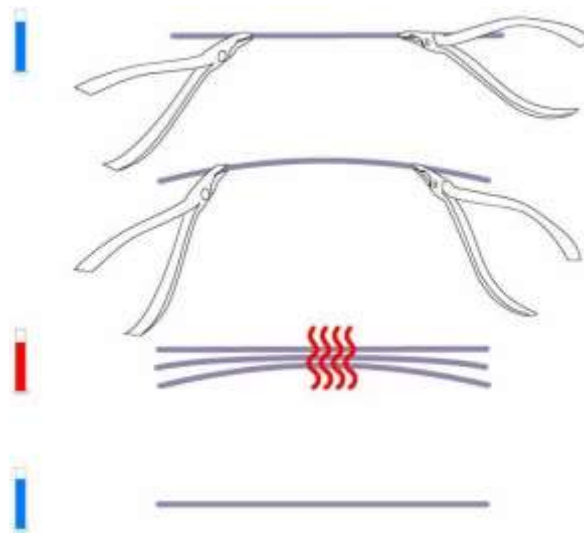
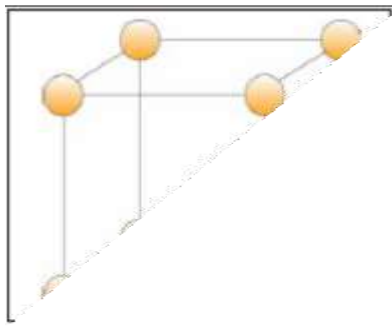
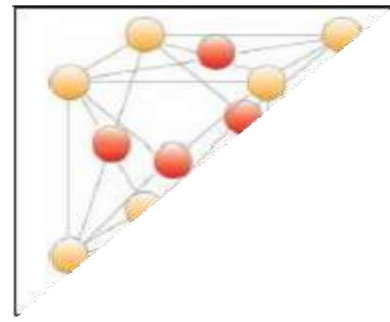


Figura 18

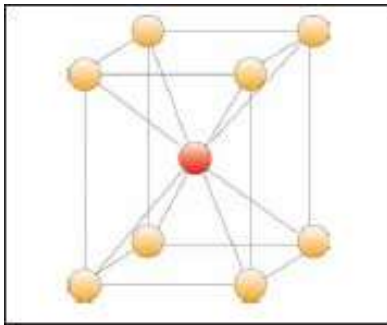
Los arcos iniciales de Niti eran de forma **martensítica estabilizada** o NITI M, la fase martensítica la encontramos en el medio ambiente mientras que la austenítica está a 600. ⁽²⁵⁾



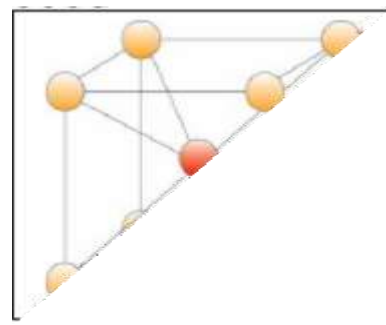
a)



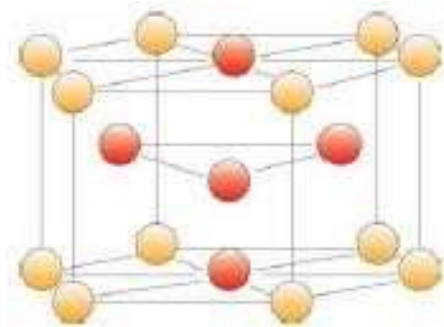
b)



c)



d)



e)

Figura 19

Lo encontramos con el nombre de las diferentes casas comerciales: **Nitinol** (Unitek), **Titanal** (Lancer), **Orthonol** (Rocky Mountain).

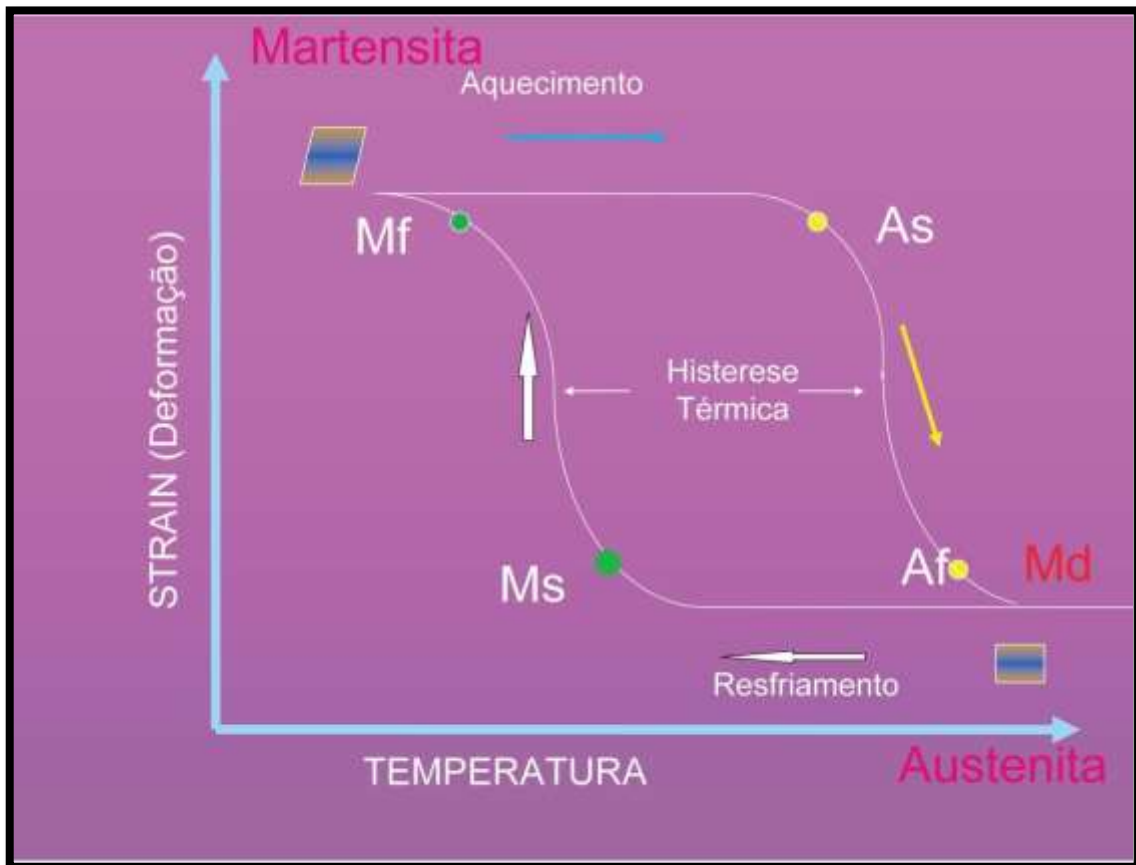


Grafico 14

ELEONORA GOMEZ. (2009) Realizo un estudio con arcos de Niquel Titanio, para probar la propiedad de deflexión si varia en calibre y en marca comercial. Fue un estudio comparativo in vitro con el uso de Niti superiores redondos de 0.014" y 0.018" y de tres casas comerciales de los cuales se colocaron y fueron ligados en modelos superiores con apiñamiento, en saliva artificial a 37°C por 15 días para ver la propiedad de elasticidad y diferencia de deformación de las diferentes macas, observando que la de la marca Orthodontic y el calibre de 0.018 presentaron mayor deformación.⁽³¹⁾

2.1.5.1.1 Características níquel/titanio

La superelasticidad. (SE)- En los años 80 los metales de Ni-Ti iniciales se llamaron nitinol austenítico d A-Ni-Ti. Dando la superelasticidad que resiste una amplia deformación que vuelve a su estado inicial debido a una transición en la fase granular que pasa de austenítica a martensítica, no solo por cambios de temperatura (la temperatura de transición es próxima a la temperatura ambiente), sino por la fuerza aplicada, entonces entendemos que, en el Ni-Ti austenítico se produce un cambio en su estructura interna como consecuencia de la tensión.

Existiendo diferentes casas comerciales que lo venden el Ni-Ti japonés (Sentinol), Cooper Ni-Ti de la Ormco-Sybron y el Ni-Ti Chino.⁽⁴⁾

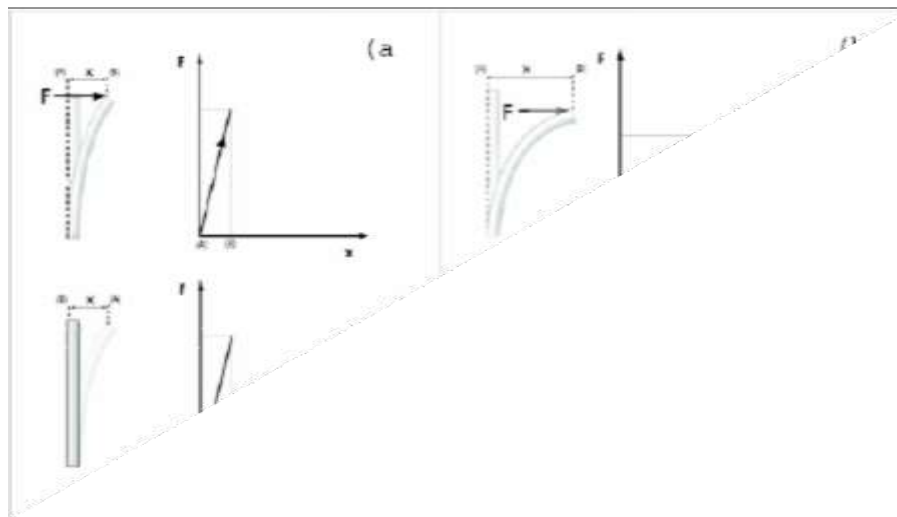


Figura 20

Efecto de memoria de forma. (EMF)- Esto representa una cualidad que tiene el metal de recordar su disposición inicial luego de ser deformado tantas veces posible original.

Entenderíamos que el Ni-Ti se encuentra a una temperatura elevada por sobre el rango de temperatura transicional (TTR) martensita/austenita, se modificara su forma.

Cuando se enfría bajo su TTR en el metal se observa una deformación de tipo plástica y al pasar a temperaturas de calor regresa a su posición original .

Las casas comerciales que la distribuyen son: la RMO y la Orthonol, con elasticidad y resistencia similares al Nitinol, pero mucho más moldeables. ^(4, 20-22).

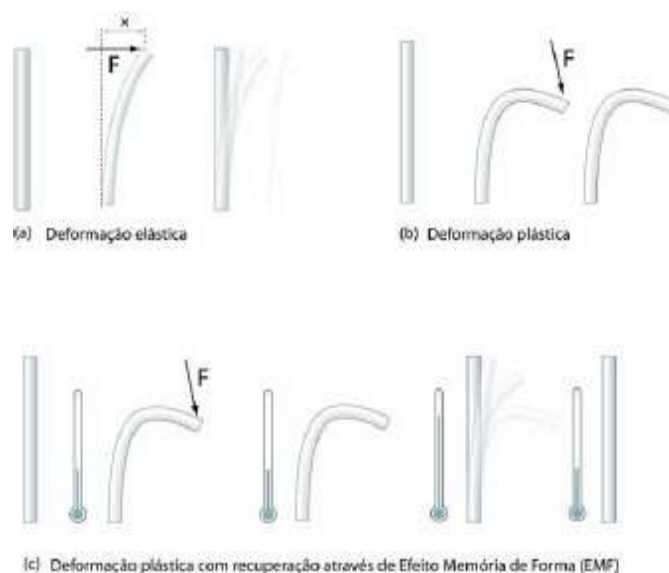


Figura 21

La termoelasticidad. - La fase lo compone una estructura cubica (martensítica), o caliente es de forma hexagonal (austenítica), que a temperaturas o fuerzas cambian su forma mas no su estructura atómica

Nombre comercial: **Sentalloy** (son de sección redonda); **Neo Sentalloy** (son de sección cuadrada o rectangular), (GAC), **Ni-Ti** (ORMCO), **Nitinol SE** (Unitek).

La histéresis. – produce una pequeña deformación del alambre que no se recupera en su totalidad y pierde energía.

Diferencia la fase austenítica y martensítica

(A-NI-TI)	(M-NI-TI)
se usa cuando se requiere activacion por mayor tiempo	se utilizan en las últimas fases del tratamiento en las que necesitas alambres flexibles, pero de mayor diámetro y más rígidos
Para esto la fuerza debe ser baja y constante	

Rafael V.(2012) Analizó el alambre NiTi de tres empresas las cuales fueron 3M, GAC y Morelli superelástico (SE) y termoactivado (TA). Los alambres fueron de 0.014 pulgadas de diámetro. Comparándose los termoactivados y superelásticos. La tensión de los termoactivados fue menor que un superelástico en el cual se observó que los alambres termoactivados generaron tensiones menores que los superelásticos ante las fuerzas. También se observaron variaciones de hasta el 31% entre alambres de igual tamaño y designación de diferentes fabricantes y las variaciones de hasta 14% entre los alambres de igual tamaño y designación del mismo fabricante. ⁽³⁷⁾

El níquel/titanio japonés (austenitico)

Desarrollado, en 1978 por Furukawa Electric Co con características de memoria y superelasticidad

Fujio Miura (1986) realizo un estudio en el cual este alambre níquel titanio japonés fue comparado con acero inoxidable y Co-Cr-Ni que fueron sometidos a pruebas de tracción uniaxiales y un diseño especial de tres puntos. Con la prueba de flexión para determinar la rigidez del alambre y evaluar la recuperación elástica, la memoria de forma y la superelasticidad del alambre NiTi japonés. Que exhibió una propiedad inusual denominada "super-elasticidad", que no se ha mostrado ningún otro alambre de ortodoncia. Se observó en el alambre una fuerza constante sobre una porción extendida del rango de desactivación. Entre todos los alambres comparados, el alambre de aleación japonés NiTi fue el que menos probabilidades tuvo de sufrir deformación permanente durante la activación. Esta aleación exhibió una curva de tensión-deformación específica a diferencia de los otros materiales probados. El estrés se mantuvo casi constante a pesar del cambio de tensión dentro de un rango específico. Esta característica única es la manifestación de la llamada superelasticidad. El tratamiento térmico permitió la magnitud de la carga a cuya superelasticidad se refleja para ser influenciada y controlada por la temperatura y el tiempo. También se desarrolló un proceso único y útil para que un arco de alambre entregue varias magnitudes de la fuerza para una activación dada podría fabricarse a partir del alambre del mismo diámetro. Clínicamente la aplicación de alambres de esta nueva aleación debería ser más probable que genere un movimiento fisiológico del diente debido a la fuerza relativamente constante entregada durante un largo período de tiempo. La

aleación japonesa de NiTi debe considerarse una importante adición de material a la clínica metalurgia de ortodoncia.

El níquel/ titanio chino (austenítico)

Se desarrollado por el Tien Hua Chen. Se puede flexionar 1.6 veces más que las aleaciones de níquel / titanio convencional y 4.5 veces más que acero inoxidable. ⁽¹⁻⁵⁾

2.1.5.1.2 Tratamiento termomecánico

Estos tratamientos se dan a las aleaciones que cambian la temperatura del frío al calor. Los dos procesos finales para la mayor parte de aleaciones son trabajo en frío y su posterior recocido. Luego de esto, se procede a realizar en el metal un tratamiento térmico (TT) para obtener las cualidades de super-elasticidad y memoria de forma, siendo el mismo que se realiza cuando se quiere dar al material una forma determinada.

La temperatura va 450 y 550°C en medio ambiente. Luego del TT es cuando podemos cuantificar la austenítica final del material (Af)

Shape set annealed: cuando el alambre se encuentra en su forma final. Es decir, el material se sometió al calor, después de ser activada esta aleación recordara su forma inicial (Ejemplo arcos ortodóncicos).

Recocido (straight annealed): El material es sometido al calor para recordar su forma inicial.

Trabajado en frío (as drawn o as rolled): cuando se utiliza el material sin efectuar tratamiento térmico. se utiliza en la clínica para su activación en boca. Entonces se podría entender que nosotros le decimos que hacer.

2.1.5.1.3 Aplicaciones de uso del níquel titanio

Se utiliza al inicio de cualquier tratamiento para alinear y nivelar, por su poca fuerza se utiliza en casos de grandes apiñamientos y discrepancias verticales y transversales severas

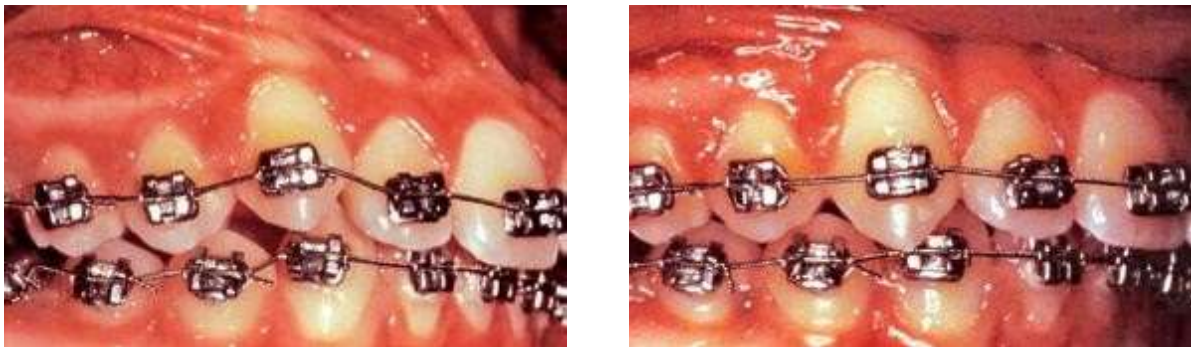


Figura 22

2.1.5.1.4 Clínicas del níquel titanio

- Proporciona fuerzas continuas y ligeras
- Tiene alta flexibilidad
- Versatilidad
- Fuerza óptima y constantes

JACOB V. (2010) entre las ideales formas de uso tenemos las características ventajosas son mejor adaptación al slot del bracket, con un calibre menor que el slot del bracket ⁽¹⁶⁾



Figura 23



Figura 24

2.1.5.1.5 Tipos de alambre de níquel-titanio

El Níquel titanio austenítico una de sus propiedades es presentar fuerzas comparativamente bajas y constantes, que es necesario en la clínica diaria; en la que necesitamos fuerzas prolongadas sin estar realizando activaciones seguidas. En cambio, en las aleaciones de Níquel-titanio Austenítico, se recomienda para finalizaciones de tratamiento, pero su característica de ser mayor diámetro, rígido y flexible. ⁽³⁾

Alambres Austeníticos (A- níquel-titanio), lo encontramos como:

Ni-Ti japonés, en los años 60 fue Furukawa Electric Co., en las que sus propiedades son memoria y superelasticidad.

Ni-Ti chino, que es permite 1,6 veces más dobleces que convencional de Ni-Ti convencional y hasta 4,5 veces más que el acero. ⁽³⁻⁵⁾

Hay Ni-Ti con rangos de temperatura transicional (RTT), que cambian su rigidez a temperaturas, pasando de una fase austenítica a otra fase martensítica. Esto nos permite maniobrar el alambre, trabajando a temperatura ambiente pero cuando pasa este alambre a boca se transforma en un material rígido lo encontramos como Ni-Ti superelásticas termoactivadas, como el Triple Force de la Forestadent y el Bioforce de la GAC. ⁽³⁾

2.1.5.2 Aleaciones de cobre/níquel y titanio

Creado por Rohit Sachdeva en 1990 estas aleaciones son el futuro por su superelásticidad y memoria en ortodoncia. Tienen una fuerza del 70% menos que las aleaciones tradicionales de níquel/titanio como:

Tipo I

- 15°C, no se usa clínicamente
- Ejercen fuerzas muy altas

Tipo II

- Cu Niti superelástico a 27°.
- Utilizando normalmente en pacientes con tolerancia media al dolor.
- El periodonto debe estar sano.
- Se generan fuerzas constantes.

Tipo III

- Cu Niti termoactivado a 35°.
- Usado en pacientes con un umbral bajo.
- Periodonto normal o comprometido levemente.
- Utilizado solamente donde se desean fuerzas bajas.

Tipo IV

- Cu Niti termoactivado a 40°.
- Utilizado en pacientes con umbral de dolor bajo
- Donde el movimiento dentario ha de ser lento.
- Se generan fuerzas intermitentes.
- Utilizado como arco de alambre para la alineación inicial.

CAMPISTA .(2005) realizó un estudio para ver el efecto del tratamiento térmico en los alambres de acero inoxidable de cromo níquel (CrNi) evaluó calibres 0.014", 0.016", 0.018" y 0.020". Fueron tratados térmicamente y colocados en dos grupos anterior y posterior evaluados en un autocad, llegando a la conclusión que estos alambre tratados térmicamente presentan modificaciones transversales suaves en la región anterior y mayores en la región posterior sin relevancia clínica. Con la fuerza de compresión no presentan cambios significativos; con la fuerza de tracción no se altera en la región anterior, solo con el 0.020". pero igual ocurren cambios en alambres tratados térmicamente.⁽¹²⁾

2.1.5.3 Aleaciones de titanio/molibdeno y beta titanio (TMA)

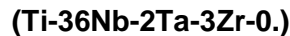
Fue desarrollado en 1980 para aplicaciones en ortodoncia. Siendo una aleación con estructura hexagonal y con mayor módulo de elasticidad que el acero .El beta/titanio tiene una forma cubica y lo componen:

- El 11%de molibdeno.
- El 6% de circonio.

- El 4% de estaño.
- El 79% de titanio.

Es una aleación de beta titanio conocida como Gummetal que se desarrolló en 2003 en la Sección de Investigación de Metalurgia de Toyota Central R & D en Japón. Esta aleación de titanio multifuncional tiene una estructura de cristal cúbico centrado en el cuerpo tipo B (BCC).

El Gummetal es una aleación de titanio (Ti), niobio (Nb), tantalio (Ta), circonio (Zr), todos los cuales están en los grupos IVa y Va en la tabla periódica de elementos. La composición química del Gummetal es:



Las propiedades del "super" Gummetal es bajo Módulo de Young con comportamiento elástico no lineal, ultra alta resistencia, deformación de alto rendimiento, alta ductilidad y superplástico (deformabilidad a temperatura ambiente).

Cuatro empresas han colaborado en el desarrollo de Gummetal para terapia de ortodoncia:

- La sección metalurgia de Investigación de Toyota Central R&D.
- Toyotsu Material Inc
- Maruem Works Co.
- Rocky Mountain Marita Corporation^(25,34,35)

2.1.5.3.1.1 Características de Gummetal

Pueden resumirse como sigue:

1. Módulo de Young que se aproxima a 40 GPa (es decir, súper bajo módulo elástico) y una resistencia a la tracción de aproximadamente 1000 MPa (es decir, super alta resistencia). En comparación con NiTi, El Gummetal es más flexible, y su módulo de Young es aproximadamente 85 GPa.

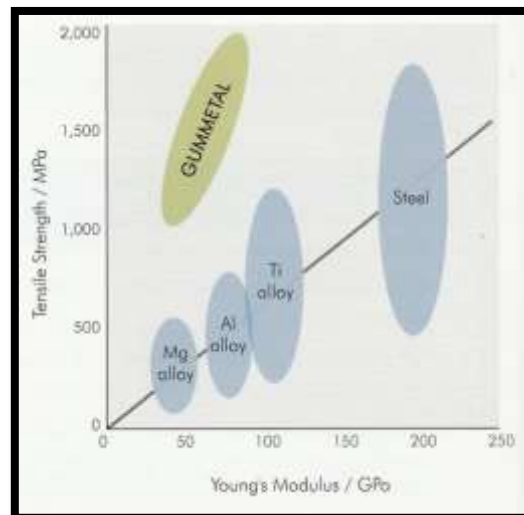


Grafico15

2. Gummetal es súper elástico y tiene una ductilidad aproximadamente 10 veces (2.5%) mayor que la de los metales convencionales. esta proporción facilita en el doblado del alambre y facilidad en el manejo se compara con otras aleaciones como el cromocobalto (su elasticidad es diferente en principio al NiTi) y deformación plástica.

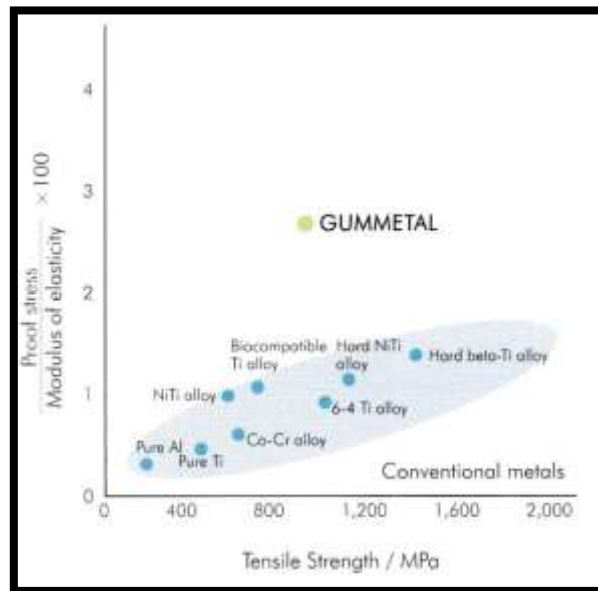


Grafico 16

3. A diferencia de NiTi, la deformación súper elástica en Gummetal es verdadera deformación elástica sin histéresis (es decir, sin pérdida de energía entre carga y descarga en la relación entre el estrés y la tensión). Esto permite un gran control en cantidad de la fuerza ortodóncica aplicada. Sus propiedades elásticas no lineales no están sujetas a la ley de Hook. ^(35,36)

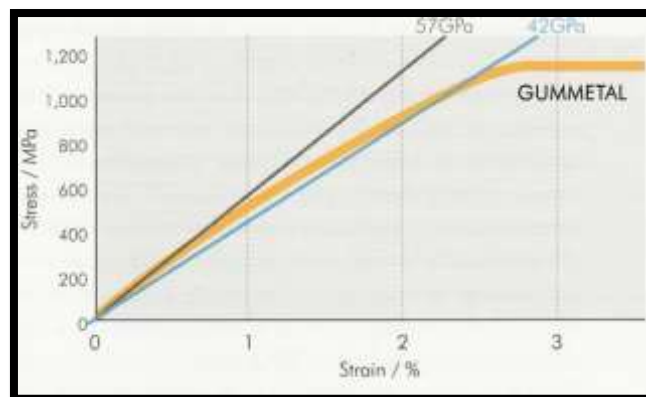


Grafico 17

4. El endurecimiento del trabajo no ocurre durante el proceso de formación. Sus propiedades superelásticas permiten una deformación en frío de hasta el 99,9% o más sin compensación (deformación superplástica).
5. Todos los elementos atómicos constituyentes de la aleación son biocompatible y no tóxico.
6. En comparación con otros alambres de titanio, el alambre Gummetal genera aproximadamente la mitad de la fricción entre el arco y el bracket con un tratamiento adecuado de la superficie.
7. No es susceptible al endurecimiento durante el trabajo. Las roturas intraorales son muy raras.
8. Bajo coeficiente de fricción. Puede utilizarse en mecánica de deslizamiento durante el movimiento ortodóncica

Estas características de Gummetal desde el punto de vista metalúrgico desarrollo capas desde el nivel mono hasta el nivel micrón, a diferencia de la mecánica de deformación universal basada en movimientos de flexión de los metales ^(34,35)



Figura 25

• Lowest Young's modulus among Titanium alloys	⇒	About 40 GPa
• High-strength	⇒	Above 1,000Mpa
• Super elasticity	⇒	Above 2.5%
• Super plasticity	⇒	Above 99.9%
• No work hardening	⇒	No stress changes by adjustment
• No hysteresis	⇒	Load=Unload
• Young's modulus changes depending on amount of distortion	⇒	Characteristic is similar to gum

Figura 26

2.1.5.3.1.2 Usos del Gummetal en la clínica diaria

En la actualidad, ningún alambre de ortodoncia ha exhibido las características ideales. Los ortodontistas han usado diferentes tipos de alambres para diferentes propósitos y requisitos de tratamiento. Debido a su bajo módulo de Young, la fuerza producida cuando se deforma Gummetal es pequeña incluso con alambre rectangular. Las características de deformación elástica de Gummetal es adecuada para tratar las primeras etapas de alineamiento, debido a que no sigue la ley de Hooke, Gummetal produce una fuerza de ortodoncia baja incluso cuando el desplazamiento es alto. Estas características del Gummetal aumentan las aplicaciones potenciales de los alambres rectangulares.⁽³⁵⁾

Dado que el alambre rectangular de Gummetal proporciona más torque para mover los dientes en una etapa temprana y dramáticamente menor duración de nivelación en comparación con los alambres convencionales. Un alambre rectangular también puede ser más fácil de usar para aplicación activa comparado con la convencional combinación de alambre rectangular NiTi y acero inoxidable. Por lo tanto, el control tridimensional es posible en etapas del tratamiento activo, excepto la etapa más temprana.

Por lo tanto, el uso de alambre de Gummetal no es solo la duración total del tratamiento de ortodoncia, pero también el número de visitas de ortodontista necesarias para los cambios de los alambres.⁽³⁵⁾

Aplicación de la activación del torque utilizando las características de GUMMETAL

- a. Se puede activar un torque anterior VESTIBULOLABIAL
- b. En el caso cuando no se pueda insertar un alambre de acero inoxidable directamente
- c. Insertar alambres rectangulares preformados
- d. La cantidad de estrés depende de la inclinación del eje axial del diente
- e. No hay suficiente fuerza debido a que no hay activación del torque
- f. Hay una tensión importante temporalmente porque se vuelve muy rígido durante al cambio al alambre de acero inoxidable
- g. La tensión se pierde automáticamente cuando mejora el eje del diente
- h. A La fuerza de alambre de GUMMETAL con torque activo
- i. Torque activo pre-establecido de su elección
- j. El alambre se insertar fácilmente debido a bajo módulo de Young y la gran elasticidad del material. La cantidad correcta de fuerza (no excesiva).
- k. El esfuerzo se aplica continuamente incluso después de cambiar el eje del diente

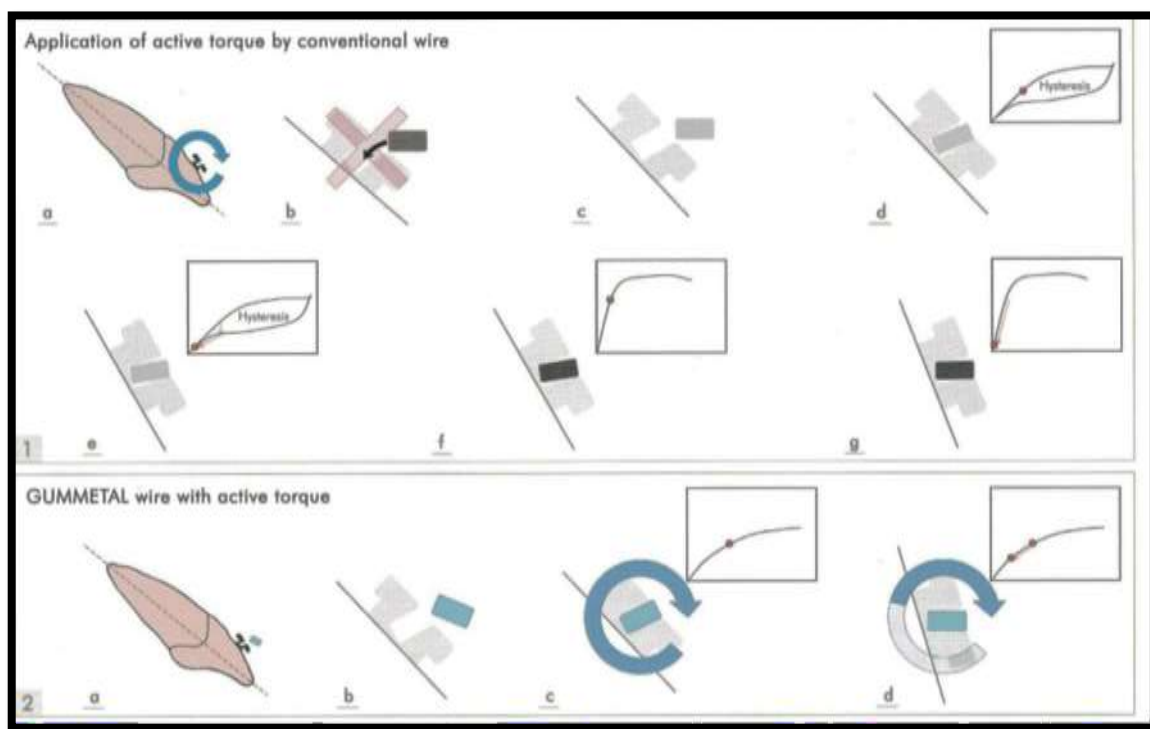


Figura 27

Fredy Jacome (2016) et realizaron un estudio comparativo del Elgiloy y Gummetal para evaluar el esfuerzo y deformación del arco, bracket y unidad dentoalveolar que lo ejecutaron a partir de imágenes tomadas por tomografía axial computarizada (TAC) del maxilar inferior

Realizando la comparación de los comportamientos obtenidos en las simulaciones de los conjuntos bajo análisis, se pudo observar que los esfuerzos y deformaciones en cada componente, aumentaron al momento de aplicar la carga de los elásticos de clase III, permitiendo así corroborar la importancia de dicha carga en el proceso correctivo buscado. ⁽³⁴⁾

Tabla 1

Valores máximos de esfuerzos

Material	Elgiloy / Multiansas sin elásticos (MPa)	Gummetal sin elásticos (MPa)	Elgiloy / Multiansas Con elásticos (MPa)	Gummetal con elásticos (MPa)
Arco	11,209	0,0014089	14,795	6,238
Brackett	81,449	0,0054125	94,483	116,73
Diente	2,9569	0,00071885	3,4301	1,1455
Hueso cortical	0,71401	0,0011252	1,274	1,3691
Hueso esponjoso	0,02236	3,8497e ⁻¹	0,039874	4,40366e ⁻²

Tabla 2

Tabla 2				
Valores máximos de deformaciones				
Material	Elgiloy / Multiansas sin elasticos (MPa)	Gummetal sin elasticos (MPa)	Elgiloy / Multiansas Con elasticos (MPa)	Gummetal con elasticos (MPa)
Arco	0,0039646	$2,1926e^{-6}$	0,0040831	0,0029041
Brackett	0,0031012	$2,2091e^{-6}$	0,0059436	0,0060263
Diente	0,00092507	$2,2183e^{-6}$	0,0023616	0,0028876
Hueso cortical	0,0004043	$1,8668e^{-6}$	0,0019967	0,0022694
Hueso esponjoso	0,00036954	$1,8216e^{-6}$	0,0019474	0,002196

Tabla 3

ESFUERZOS Y DEFORMACIONES EN LOS ARCOS

Se evidencio mayor esfuerzo en el arco Elgiloy azul con multiansas que en el arco Gummetal. Esto se presentó en el segmento correspondiente al canino con un valor máximo de 14,795Mpa; en el arco Gummetal la mayor concentración de esfuerzos se mostró en zona de premolares con un valor máximo de 6,238Mpa. En zona de molares mostró un rango comprendido entre 0 - 0,89114Mpa.

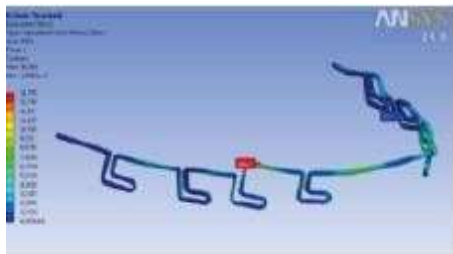


Figura 27



Figura 28

Las deformaciones estuvieron concentradas para los dos arcos en el segmento anterior siendo mayores para el arco de Elgiloy azul con multiansas con un Valor de 0,0040831 milímetros en comparación con 0,0029041 milímetros que mostró el arco Gummetal. ^(34,35)

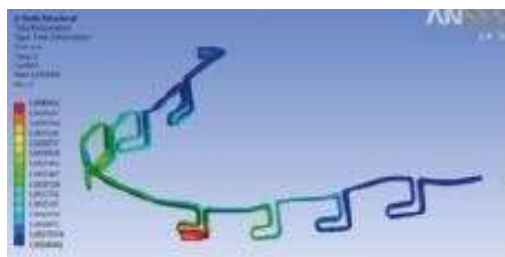


Figura 29



Figura 30

2.1.5.3.2 Principales propiedades del beta/titanio (TMA)

- Estructura cubica a temperaturas por encima de los 880°C .
- El molibdeno le da estabilidad
- Tiene 100% más de elasticidad que el níquel/titanio
- Tiene 50% menos de elasticidad que el acero inoxidable
- Es muy maleable hasta el punto de quebrarse.
- Se suelda con soldadura de punto
- Es resistente al ph bucal.

Comparación de rigidez de los alambres

1. Cromo/cobalto tratado térmicamente 120%
2. Acero inoxidable 100%
3. Cromo/cobalto sin templar 0,60%
4. Beta/titanio (TMA) 0,48%
5. Titanio/niobio (TN) 0,28%
6. Níquel/titanio martensítico 0,28%
7. Níquel titanio austenítico 0,18%

Figura 31

2.1.5.3.3 Usos de las aleaciones de beta titanio

- El TMA nos brinda fuerza moderada, y resistencia. Tiene 42% de la rigidez del acero
- El TMA rectangular de 0.018 x 0.025 ideal para finalizar el tratamiento y dobleces menores de compensación.
- El TMA no contiene níquel.
- El TMA no se usa en fricción.
- El TMA cuenta con módulo de elasticidad alto, por lo tanto si confeccionamos ansas esto nos permiten activar hasta 3 veces más que un acero.

Los de beta/titanio tienen mayor resistencia que el alambre de acero del mismo calibre y aproximadamente el doble de rigidez que el alambre de níquel/titanio. Sin embargo presentan menos de la mitad del módulo de elasticidad que el acero.

Por lo tanto, al igual que los arcos de acero aceptan soldaduras de ganchos sin embargo es más difícil, pero presentan gran formabilidad.

Generan mayor fricción que los alambres de acero, pero menos fricción que los alambres de NiTi



Figura 32

2.1.5.3.4 Uso de las aleaciones de beta/titanio

- Los alambres con estas aleaciones lo podemos utilizar en las 3 fases de tratamiento como alineación, retracción de canino por desplazamiento y ajuste oclusales.

Soldadura en frío

Los alambres de esta aleación se pegan demasiado a las ranuras de acero inoxidable del bracket y no permite el desplazamiento por fricción.

La fricción

Las modificaciones actuales tecnológicas al TMA, con oxígeno y nitrógeno, disminuyendo su coeficiente de fricción igual o menor que el acero inoxidable.

- **TMA azul y violeta**

Tienen coeficientes de fricción menores que el TMA normal

- **TMA morado y dorado**

Su coeficiente de fricción comparado con el aceros es menor

2.1.5.3.5 Las aleaciones de CNA

Variante de aleación de beta/titanio, pero más resistente a las fracturas y se puede utilizar en mecánicas de fricción.

2.1.5.3.5.1 Propiedades principales

- Rigidez moderada
- Se puede doblar 100% más comparada con el acero
- Alternativa para pacientes alérgicos al níquel/titanio
- Bajo módulo de elasticidad
- Alta flexibilidad
- Resistentes a la corrosión
- Excelente maleabilidad
- Tiene una superficie lisa
- Mas resistente que el TMA tradicional

Shubhaker (2010) Realizo un estudio en el cual fueron a evaluar las propiedades de los alambres consistió en pie de alambres acero inoxidable, aleación de titanio-molibdeno y aleación de beta-titanio. Para evaluar las propiedades: dimensión del dimensión, bisel del borde, composición, características de la superficie, fricción, resistencia a la tracción máxima (UTS), módulo de elasticidad (E), límite elástico (YS) y carga. Dando como resultados: el acero inoxidable fue el alambre más liso; baja fricción y recuperación elástica y valores altos de rigidez, E, YS y UTS. La aleación de titanio molibdeno era el alambre más duro; tenía alta fricción y recuperación elástica intermedia, rigidez y Valores UTS. La aleación de beta-titanio era intermedia, fricción y UTS. Conclusiones: la aleación de beta-titanio con UTS e YS aumentados tenía un valor E bajo, sugiriendo que tendría una mayor resistencia a la fractura, superando así una gran desventaja de alambres de aleación de titanio y molibdeno. El alambre de aleación de beta-titanio también entregaría fuerzas más suaves. ⁽³⁶⁾

2.1.5.3.5.1.1.1 Aleaciones de titanio/niobio

- Son 60% más rigidez que el TMA
- La fuerza es menor que el TMA normal
- Ideal para discrepancias verticales severas
- Uso para la fase de finalización

2.1.5.3.5.1.1.2 Aleaciones de titanio/ molium

Esta aleación está compuesta por: titanio 90% (alfa y beta Ti), aluminio 6%, y 4% de vanadio. Siendo su coeficiente de fricción es similar al beta-titanio y titanio molibdeno. ⁽³⁾

2.1.6 Fibra óptica o plásticos compuestos

En la actualidad los materiales de ortodoncia son adaptaciones utilizados en la tecnología aeroespacial. Es un alambre no metálico compuesto por fibra de vidrio que es envuelto por dióxido de Silicio, con un adhesivo fundido en caliente y un recubrimiento de nylon. Se comercializa solo en .017” produciendo fuerzas muy suaves y gran estética.

Nombre comercial: Optiflex (ORMCO) (3,12-15,38,39)

2.1.6.1 El optiflex

Este material innovador es muy resiliente y que no tiende a deformarse ya que combina y hasta muchas veces supera a las aleaciones que utilizamos habitualmente, consta de tres capas:

- Un núcleo de dióxido de silicona (fuerza)
- capa intermedia de resina de silicona (protege de la humedad y le da resistencia)
- capa externa de nylon

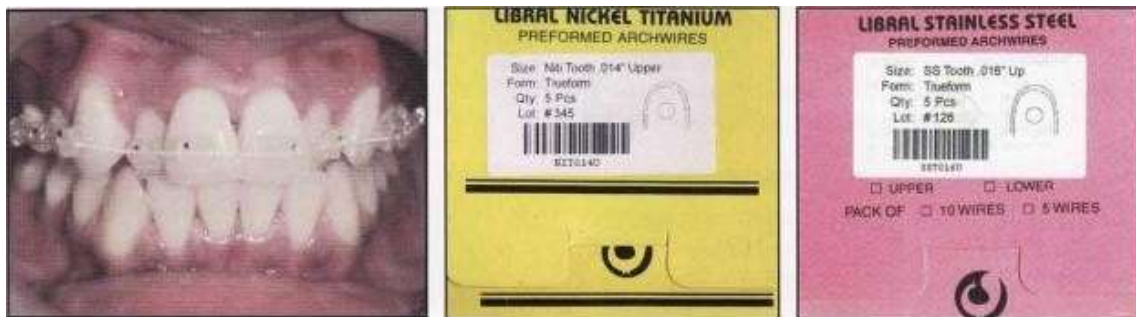


Figura 33

Tabla 30.1: Comparación de la composición y de las características clínicas deseables de los alambres ortodónticos

Tipo de alambre	Elasticidad	Rigidez	Formabilidad	Energía almacenada	Fricción	Biocompatibilidad y estabilidad ambiental	Capacidad de unión
Acero inoxidable	Bajo	Alto	Bueno	Bajo	Bajo	Bueno	Soldadura blanda y Soldadura por fusión
Cromo-cobalto	Bajo	Alto	Bueno	Bajo	Bajo a moderado	Bueno	Soldadura blanda y Soldadura por fusión
Níquel-titanio	Alto	Bajo	Pobre	Alto	Bajo a moderado	∅	No unible
Beta-titanio	Medio	Medio	Bueno	Medio	Alto	Bueno	Soldable
Multifilamento	Alto	Bajo	Pobre	Alto	Desconocido	Bueno	Soldadura blanda y Soldadura por fusión

Tabla 4

2.1.7 Titanio niobio

En 1977 se descubrió por los investigadores en Sulzer Bros (Winterthur-Suiza). Un par de años después 1985 se introdujo en la práctica clínica por su buena biocompatibilidad con los huesos

humanos, por su densidad parecida a los mismos huesos, utilizándolos también en otras áreas de la salud como en la ortopedia. lo novedoso de este material es que cambia de color de gris brillante cambia a azul. Es un material flexible, blando y poco abundante, de conductividad térmica y eléctrica. Una de sus cualidades es que se puede unir a aleaciones con acero y titanio.

Los arcos de Titanio Niobio son novedoso y fueron diseñados para una finalización precisa. Presenta la propiedad de la rigidez en un 80% que del TMA, es perfecto para sostener los dobleces, pero lo suficientemente ligero como para no sobrepasar la relación arco a arco.

En la Fase final se complementa con elásticos de finalización y aunque parezca suave y blando, posee una resiliencia igual a la del acero inoxidable.

Tiene bajo campo magnético, excelente estabilidad y es maleable.

Nombre comercial: Titanio Niobio (ORMCO)⁽¹⁸⁾

2.2 Selección transversal de los alambres más usados

2.2.1 Alambres redondos

Alambres redondos, trenzados de acero inoxidable ⁽³⁸⁾

2.2.1.1.1 Alambres redondos, trenzados

Están formado por tres o más fibras de calibre que se enrollan sobre sí mismo. Esta característica le da baja rigidez y una gran amplitud de trabajo. Se utiliza en la etapa de alineación y nivelación vienen preformados y rectos



Figura 34

2.2.1.1.2 Otros alambres acero inoxidable y níquel/titanio

Los alambres trenzados vienen compuestos de tres, siete, ocho y nueve fibras. Sirven para alinear y nivelar. Están indicados en las etapas de tratamiento activo donde se necesitan control del torque

2.2.1.1.3 Uso clínico y objetivos

- Fase inicial
- Los alambres rectangulares sirven para controlar el torque.
- No se deben de utilizar como riel en mecánicas con fricción
- Pobre control y rigidez
- No sirven como alambre de base para el cierre de espacios.

El arco redondo níquel-titanio, 0.012 y 0.014, estos calibres soportan deformación elástica, siendo muy adecuados para la fase de alineamiento y nivelación. ^(2-5,31,38)

2.2.1.2 Precauciones

No se deben utilizar como alambre de base para retracción en masas de dientes antero superior y inferiores por su rigidez

No cerrar espacios por fricción, pues son rígidos y tiene poco control

2.2.2 Alambres cuadrados compactos

Los alambres cuadrados están formados por una fibra que se observan de corte transversal completamente cuadrado. Se caracteriza por su rigidez y poca amplitud de trabajo, Que lo encontramos en diferentes aleaciones como:

De acero inoxidable

De beta/titanio

De níquel/titanio

2.2.2.1 Uso clínico y objetivo

- Sirve para iniciar la fase de alineación y nivelación de los arcos con aleaciones de níquel/titanio de 0.014 x 0.014 o 0.016 x 0.016.
- Retracción individual de los caninos en mecánica con fricción, con una alineación y nivelación de los arcos previa. Se hacen alambres cuadrados de 0.016 x 0.016 de acero inoxidable
- Cierre de espacios de extracciones con cadena elástica ,pues tiene un buen control y rigidez
- Se pueden utilizar para cerrar diastemas

2.2.2.2 Precauciones

- Las aleaciones de níquel/titanios delgados no se utilizan como alambres base en mecánica retracción por fricción.

- No cerrar espacios de las extracciones en aleaciones de níquel/titanio con ayuda de cadenas elásticas, por su pobre control y rigidez.

2.2.3 Alambres rectangulares compactos.

Son alambres formados por fibras que en corte transversal tienen la forma rectangular, presenta alta rigidez.

2.2.4 Uso clínico y objetivos

- Uso en la fase de alineación y nivelación en aleaciones de níquel/titanio de 0.016 x 0.022, cuando hay poco apiñamiento
- Retracción individual de caninos maxilares o mandibulares con técnicas de fricción (acero inoxidable 0.016 x 0.022)
- Cierre de espacio de extracciones con cadena elástica (acero inoxidable)
- Se utiliza para conformar arcos de retracción en masa de anteriores superiores y inferiores en alambre de calibre 0.016 x 0.022 o 0.017 x 0.25 de acero inoxidable o titanio/molibdeno.
(39)

Los Arcos de alambre multifilamentos se subclasifican según la sección transversal en:

- Redondo
- Rectangular
- Subclasificación en base al número de filamentos:
 - 3 filamentos
 - 6 filamentos
- Subclasificación en base al modo de unión de los filamentos constituidos
 - Trenzados
 - Retorcidos

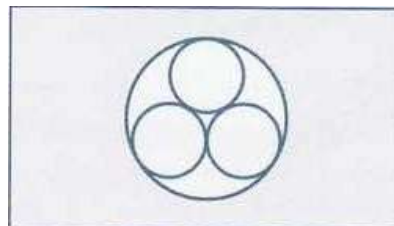


Figura 35

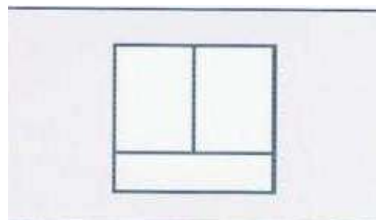


Figura 36

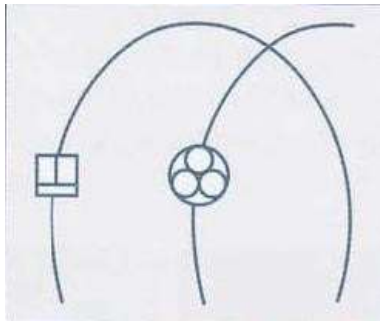


Figura 37

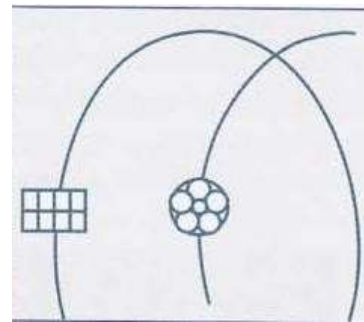


Figura 38

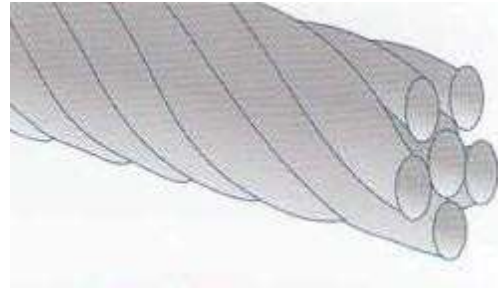


Figura 39

Figura 40

Arco de alambre coaxial

Son confeccionados con alambre central de 0,006 pulgadas de diámetro con 5 o 6 alambres trenzados, estos alambres son más flexibles y se utilizan con frecuencia en la alineación inicial antes de la llegada del Niti

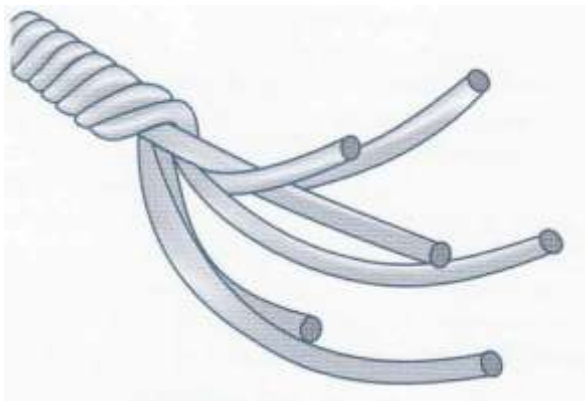


Figura 41



2.2.5 Alambre de ligadura metálica

Se hacen en acero inoxidable sin templado y vienen en 4 calibres

- 0.008
- 0.010
- 0.011

- 0.012

Características especiales

- Vienen preformadas
- Hay unas pinzas especiales para hacerla en el consultorio
- Existen alambres de ligadura recubiertos de teflón que tiene un efecto sobre los bracket plásticos o cerámicos
- En calibres 0.012 y 0.014 destemplado sirven para confeccionar los “kobayashis”

2.2.6 Resorte metálico

Se viene utilizando desde 1800 que era de oro, a partir de 1930 fueron reemplazados por el acero inoxidable. Se fabrican abiertos, cerrados de diámetro:

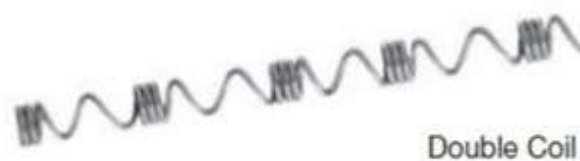
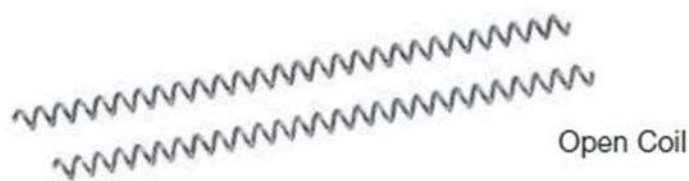
1. 0.006
2. 0.007
3. 0.008
4. 0.009
5. 0.010

2.2.6.1 Resorte metálico abierto

Es un alambre enrollado en forma de espirales espaciales. Se coloca dentro un alambre base o alambre principal y se usa para abrir espacios comprimiendo el resorte al momento de la colocación en boca.

2.2.6.2 Resorte metálico cerrado

Es un alambre comprimido, enrollados en forma de espirales espaciales, pero sin espacio entre espiral y espiral. Dentro un alambre base o con ayuda de algún aditamento se usa para cerrar espacios al estirándolo a tal punto que estén activados, ya que estos recobran su forma ^(3, 8, 39-42)





Closed Coil

Figura 42

CONCLUSION

- Todos los materiales utilizados en ortodoncia han ido evolucionando por lo tanto es importante incrementar la investigación de materiales de ortodoncia, especialmente la realización de estudios comprobando los materiales clínicamente, Estos estudios ayudan a los ortodontistas para entender mejor el funcionamiento de todos los materiales disponibles y seguir críticamente los nuevos productos introducidos en el mercado.
- La tenacidad al deslizamiento de los dientes en ortodoncia se puede deber a varios factores. Generalmente por el tipo de materiales utilizados que afecta la eficiencia de movimiento dental. La fricción es desfavorable en situaciones clínicas. Sin embargo, puede ser muy importante en otros, lo óptimo es trabajar con mecánicas de deslizamiento en retracción del sector anterior, lo que implica el deslizamiento real de los brackets en el alambre.
- El especialista de ortodoncia, debe evaluar la eficacia mecánica, facilidad de colocación, selección de materiales, comodidad para el paciente, duración de las fuerzas y la fricción cuando queremos realizar un tratamiento ortodóntico por lo que debemos estimular un mayor conocimiento sobre este complejo conjunto periodonto-diente-bracket-arco paciente.
- Los procesos térmicos e industriales, así como su composición son responsables de las propiedades mecánicas, las aleaciones de acero inoxidable tienen una excelente resistencia necesaria para la fase de alineación y nivelación, así como baja fricción y bajo costo que en la actualidad se utiliza con frecuencia.
- Las aleaciones de cromo/cobalto aún se utilizan, pero tienen un alto costo, resistencia a la fractura por fatiga.
- Las alineaciones de titanio/molibdeno se utilizan en la fase de alineación y finalización, tienen superficie rugosa y en consecuencia mayor fricción
- Las aleaciones de Níquel/titanio han evolucionado desde el punto de vista martensítico con memoria de forma y super-elásticidad.
- Las aleaciones de titanio/niobio tienen menos resistencia y menor coeficiente de fricción que las aleaciones de beta titanio y las aleaciones de alfa-beta titanio tienen una resistencia superior a las aleaciones de beta-titanio, superficie más lisas y baja fricción.
- Es esencial que el ortodontista conozca el comportamiento y las propiedades de cada una de las aleaciones a fin de elegir la mejor opción a la hora de usar algún

tipo de aditamento en los tratamientos ortodóncicos y, así, lograr los objetivos deseados desde el punto de vista biomecánico.

BIBLIOGRAFÍA

1. GRABER THOMAS M. Principios y Técnicas Actuales. Cuarta edición. Elsevier España.2006 cap 28
2. CANUT J. ortodoncia clínica. Editorial Salvat Barcelona 1988 cap 16
3. URIBE G. Ortodoncia teoría y clínica. Editorial CIB. 2004 Cap 11
4. PROFFIT W R. Ortodoncia Teórica y Práctica. Segunda Edición. Editorial Mosby.1994
5. G FIORELLI-B MELSEN. Biomechanics in orthodontics. Cuarta edición 2013 cap 21
6. JAMES, Mecánica de materiales quinta edición , editorial thonson,2002
7. GURKEERAT SINGH. Ortodoncia Diagnóstico y tratamiento. Editorial Amolca.2009. Tomo 2.
8. PEGGYCOA. Fricción en ortodoncia. Rev.Evid. Odontol. Clinic. Jul – Dic 2016 vol2 num 2
9. ARAUJO JULIO. Fios Ortodonticos. Dental Press Ortodoncia y Ortopedia Facial, Maringá, 2001. v.6, n.4, p: 103-114.
10. LUCIANE MACEDO. Biocompatibilidade dos materiais em Ortodontia: mito ou realidade? R Dental Press Ortodon Ortop Facial. Maringá,2009 v. 14, n. 2, p: 144-157.
11. GENESIO A. R. Fios Ortodónticos. Propiedades mecánicas e seus aplicações clínicas. Universidad de Sao Francisco. Tesis de Especialidad en ortodoncia. 2001.
12. CAMPISTA CELSO DE SAULES. Comportamiento mecânico de ligas con efeito memoria. Tesis de Maestría. Ciencias en Ingeniería, Metalúrgia y Materiales. Universidad Federal de Rio de Janeiro, RJ – Brazil. Marzo. 2005.
13. WIDSON PORTO REIS. Caracterização de Ligas de Ni-Ti para Ortodoncia. Tesis para la obtención de Maestría en Ciencias de los Materiales. Instituto Militar de Engenharia. Rio de Janeiro. 2001.
14. GRAVINA, MARCO ABDO. Propriedades mecânicas de fios de NiTi e CuNiTi com efeito memoria de forma utilizados em tratamentos ortodônticos. Tesis de Doctorado. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. 2007.

15. CARDOSO ABDO QUINTÃO, CÁTIA. Fios Ortodonticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. Dental Press. Ortodontia Ortopedia facial, Maringá, 2009.v. 14, no. 6, p:144-157.
16. JACOP V. ortodônticos superelásticos e sua aplicabilidade na clínica ortodôntica - revisão da Literatura. Orthodontic science and practice. 2010;3(11)
17. KAPILA, SUNIL and SACHDEVA, ROHIT. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires.2006. v.96, n.2
18. GRAVINA, MARCO. Fios Ortodonticos: propiedades mecánicas relevantes e aplicação clínica. Dental Press Ortoodncia y Ortopedia Facial, Maringá,v.9,p.113-128, jan./fev.2004.
19. GURGEL, JULIO. Mechanical proprieties of beta- titanium wires. Angle Orthodontist. Vol81.nº3, 2011.
20. KUSY, ROBERT. Características térmicas y mecánicas de acero inoxidable, titanio y molibdeno y los arcos de alambre de níquel titanio. American Journal of Orthodontics y Ortopedia Dentofacial. 2005
21. SCHWANINGE B, SARKAR NK, Foster BE.Effect of long-term immersion corrosión on the flexural properties of nitinol.Am J Orthod 1982;82:45-9.
22. GERARDO F. KASBERGER. Efeito do tratamento térmico nos fios ortodônticos de aço inoxidável. Araçatuba : [s.n.], 2007 123 f
23. ANA M. BEZERRA. Avaliação de Fios Ortodônticos Recobertos: .Propriedades Mecânicas e Estudo *Ex Vivo*.(doutorado) Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2010.
24. SANDOVAL, V. P.; LARA, L. A.; MINTE, H. C. & GUTI.RREZ, M. P. Caracterización de los alambres termoactivados para uso ortodoncico. Reporte de un caso. Int. J. Odontostomat., 6(1):65-70, 2012.
25. HONG-PO CHANG. A novel b-titanium alloy orthodontic wire.r.review article. Kaohsiung Journal of Medical Sciences (2018) 34, 202-206
26. CLÁUDIA NAKANDAKARI. Caracterização química, metalúrgica e estudo das propiedades mecânicas dos fios ortodônticos de titânio-molibdênio - TMA . Araraquara : [s.n.], 2000.128 f.
27. VIVIANA,RAMOS TORRES. corporacion de las propiedades mecánicas de tres marcas de arcos ortodóncicos de níquel-titanio termoactivados.Estudio in vitro.tesis de carrera.Universidad Nacional Mayor de SanMarcos.2010
28. QUINTAO CATIA CARDOSO ABDO. Propriedades mecânicas de fios ortodônticos avaliadas em ensaios de tração. Tesis de Doctorado. Rio de Janeiro.1987.

29. ELEONORA GÓMEZ PIÑA. Estudio comparativo in vitro de la deformación plástica de alambres de níquel titanio redondos de diferentes calibres y marcas comerciales utilizados en ortodoncia. Tesis de grado. Universidad san francisco de quito 2009
30. DIANA PACHECO. Comparación de la distribución de esfuerzos y deformaciones en la unidad dento alveolar. UNICOC-bogota..2014
31. LAURA ALDANA. Comparación de las propiedades mecánicas y estructurales en tres tipos de alambres: aleaciones níquel-y titanio convencional, aleaciones titanio-molibdeno y aleaciones titanio-niobio. Título de especialista. Universidad nacional de Colombia. 2016.
32. GUILHERME THIESEN. Ligas metálicas utilizadas para a confecção de fios ortodônticos: uma contínua evolução. Passo Fundo, v. 10, n. 1, p. 47-51, jan./jun. 2005
33. FUJIO MIURA. The wire super-elastic property of the Japanese NiTi alloy for use in orthodontics. American Journal of orthodontics. 1986.90: 1-10.
34. JACOME F, deformaciones en el arco, bracket y unidad dentoalveolar, utilizando arcos de Elgiloy azul y Gummetal, con y sin elásticos: análisis de elementos finitos. Journal Odont Col. 2016; 9(17):34-45
35. SHIN HASEGAWA. A concept of "in bloc" movement of teeth using Gummetal wire. Quintessence pub. 2014
36. SHUBHAKER RAO. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: An in-vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010;138:623-30
37. RAFAEL VITAL. Propriedades em flexão de fios de liga de Ni-Ti. Rev. bras. odontol., Rio de Janeiro.2012. v. 69, n. 2, p:266-71
38. JHON A. HOLGUIN. Estudio bibliográfico de los alambres usados en la primera etapa de ortodoncia .titulo de cirujano dentista.Universidad de Guayaquil .2015
39. MARCELO DO AMARAL, Ligas Ortodônticas, estrutura e propriedades termo-mecânicas: revisão. Revista Ortodontia Gaúcha.2017. Volume XXII, Número 2.