

UNIVERSIDAD DE HUANUCO
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
E.A.P.ODONTOLOGIA



“NIVELES DE FUERZA Y CARGA DEFLEXIÓN DE CUATRO TIPOS DE ARCOS
ORTODÓNTICOS EN LA CLÍNICA ESTOMATOLÓGICA DE LA UNIVERSIDAD
DE HUÁNUCO 2017”

TESIS

Para optar el título profesional de cirujano dentista

AUTOR

Bach. Kiner Huerta Pozo.

ASESOR

C.D. AZAÑEDO RAMIREZ, VÍCTOR.

HUANUCO-PERU

2017

DEDICATORIA

A dios por guiar me.

A mis padres y familiares por el apoyo incondicional que me brindaron durante la
formación de mi carrera profesional.

AGRADECIMIENTO

Agradecer a dios, mis padres y familiares el apoyo que me brindaron todo este tiempo.

Por ultimo agradecer a mis docentes y maestros por el apoyo, ya que sin ellos nada de este trabajo hubiese sido posible.

RESUMEN

Objetivo: determinar los niveles de fuerza y carga deflexión de cuatro tipos de arcos ortodónticos en la clínica estomatológica de la universidad de Huánuco 2017. **Materiales y métodos:** Se observó y analizo cuatro tipos de arcos ortodonticos de las marcas morelli, orthoclassic, ormco y orthometric, diferentes calibres 0.14, 0.18, 0.16 x 0.22, 0.17 x0.25 y se realizó las mediciones correspondientes con fuerzas de 50 gramos, 100 gramos, 200 gramos y 400 gramos. **Resultados:** La marca de arcos ortodonticos orthometric comparada con la marca morelli resultaron ser similares en los calibres excepto en el calibre 17 x 25, La marca de arcos ortodonticos orthoclassic resulto tener más deflexión en comparación con la marca orthometric y morelli, al ser sometidas a la misma cantidad de fuerza, Se comprobó que la marca de arco ortodontico ormco obtenía mayor deflexión en relación a las demás marcas. **Conclusiones:** El presente estudio nos permitió comprobar que la marca ormco de arco ortodontico tiene mayor deflexión que el resto, y que la marca orthometric era la que menor deflexión presentaba con la misma fuerza aplicada.

Palabras claves: arco ortodontico, carga, deflexión

ABSTRACT

Objective: to determine the levels of force and deflection load of four types of orthodontic arches in the stomatological clinic of the University of Huánuco, in 2017. **Materials and methods:** Four types of orthodontic arches of the marks morelli, orthoclassic, ormco and orthometric were observed and analyzed , different gauges 0.14, 0.18, 0.16 x 0.22, 0.17 x0.25 and the corresponding measurements were carried out with forces of 50 grams, 100 grams, 200 grams and 400 grams. **Results:** The orthometric orthodontic arches brand compared to the morelli brand were found to be similar in gauges except the 17 x 25 gauge. The orthoclassic orthodontic arches mark resulted to have more deflection compared to the orthometric and morelli mark, when subjected to the same amount of force. It was found that the Orthodontic arch mark obtained greater deflection in relation to the other marks. **Conclusions:** The present study allowed us to verify that the orthodontic arch mark has greater deflection than the rest, and that the orthometric mark was the one with the lowest deflection presented with the same applied force.

Key words: orthodontic arch, load, deflection

INDICE

DEDICATORIA.....	2
AGRADECIMIENTO.....	3
RESUMEN.....	4
ABSTRACT.....	5
INTRODUCCION.....	8
I. PROBLEMA	
1.1 Descripción del problema.....	9
1.2 Formulación del Problema.....	11
1.3 Objetivos de la investigación.....	11
1.4 hipótesis.....	12
1.5 Justificación.....	12
1.6 Viabilidad.....	12
II. MARCO TEORICO	
2.1 Antecedentes del problema.....	13
2.2 Bases teóricas.....	20
2.2.1 Alambres en ortodoncia.....	20
2.2.1.1 Comportamiento externo e interno.....	21
2.2.1.2 Propiedades deseables de los alambres.....	27
2.2.1.3 Propiedades básicas de los alambres.....	28
2.2.1.4 Determinantes de las características de los alambres.....	29
2.2.1.5 Activación y aplicación de cargas sobre los alambres.....	31
2.2.1.6 Factores que afectan la rigidez, la resistencia y el rango.....	32
2.2.2 Selección de un alambre en ortodoncia.....	32
2.2.2.1 Factores a tener en cuenta para selección de alambres.....	33
2.2.2.2 Tipos de alambres en ortodoncia.....	34
2.2.2.2.1 Las aleaciones.....	34
2.2.2.2.2 los alambres.....	34
2.2.2.2.3 los tratamientos térmicos.....	34
2.2.2.2.4 aleaciones de oro.....	34
2.2.2.2.5 aleaciones de cobre y zinc.....	35
2.2.2.2.6 aleaciones de acero inoxidable.....	36
2.2.2.2.7 alambre australiano.....	40
2.2.2.2.8 aleaciones de cromo/cobalto.....	41
2.2.2.2.9 aleaciones de titanio.....	44
2.2.2.2.10 aleaciones de níquel/titanio.....	44
2.2.2.2.11 aleaciones de cobre/níquel/titanio.....	48
2.2.2.2.12 aleaciones de titanio/molibdeno.....	49
2.2.2.2.13 aleaciones de titanio/niobio.....	52
2.2.2.2.14 aleaciones CNA.....	52
2.2.2.2.15 alambres de resinas compuestas.....	53
2.3 Definición de términos.....	63
2.4 Variables.....	64
2.5 operacionalización de variables.....	65
III. MARCO METODOLOGICO	
3.1 Tipo, nivel y método de investigación.....	66

3.2 diseño y esquema de la investicion.....	67
3.3 población y muestra.....	68
3.4 instrumentos de recolección de datos.....	69
3.5 Plan de recolección de datos, técnicas de recojo, validación de instrumentos.....	70
IV RESULTADOS	
4.1 presentar los datos con aplicación estadistica.....	72
4.2 presentar la contrastación de la hipótesis.....	75
V.DISCUSION	80
Conclusión.....	81
Sugerencias.....	83
Bibliografía.....	84
Anexos.....	92

INTRODUCCION

El movimiento ortodóntico es el resultado de la aplicación de fuerzas a los dientes, estas fuerzas son producidas por los aparatos (alambres, brackets, elásticos, etc.) Insertados y activados por el profesional; los dientes y sus estructuras de sostén asociadas responden a estas fuerzas con una reacción biológica compleja que, dapor resultado el movimiento del diente a través del hueso.

Los materiales ortodónticos son importantes porque de ellos depende parte del éxito del tratamiento. Entre ellos tenemos a los alambres que ejercerán diversas calidades de fuerza y por ende producirán el movimiento de las piezas dentarias. Los arcos dentales tienen un papel importante en la determinación de la alineación de los dientes, estabilidad de la forma del arco y alivio del apiñamiento, esto para lograr una oclusión funcional estable equilibrando el perfil facial con la sobremordida vertical y horizontal.

Debemos tener un conocimiento general de los alambres que existen en el mercado y más aún conocer bien las propiedades mecánicas en comparación con otros arcos convencionales para poder hacer a elección adecuada para cada tratamiento.

CAPITULO I

EL PROBLEMA DE LA INVESTIGACION

1.1 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.

La ortodoncia es el área de la odontología responsable de la supervisión, guía y corrección de los problemas del crecimiento y maduración de las estructuras dentofaciales, incluyendo aquellas que requieran movimiento activo de los dientes por mala posición, mediante la aplicación de fuerzas mecánicas y funcionales para estimular y redirigir el complejo craneofacial¹.

El movimiento ortodóntico es el resultado de la aplicación de fuerzas a los dientes, estas fuerzas son producidas por los aparatos (alambres, brackets, elásticos, etc.) Insertados y activados por el profesional²; los dientes y sus estructuras de sostén asociadas responden a estas fuerzas con una reacción

biológica compleja que, da por resultado el movimiento del diente a través del hueso³.

Los materiales ortodónticos son importantes porque de ellos depende parte del éxito del tratamiento. Entre ellos tenemos a los alambres que ejercerán diversas calidades de fuerza y por ende producirán el movimiento de las piezas dentarias. Los arcos dentales tienen un papel importante en la determinación de la alineación de los dientes, estabilidad de la forma del arco y alivio del apiñamiento, esto para lograr una oclusión funcional estable equilibrando el perfil facial con la sobremordida vertical y horizontal⁴.

Es de suma importancia saber hasta qué punto pueden ser activadas los arcos sin sobrepasar su límite elástico, existe un gráfico de la curva de carga-deflexión donde se describe dos áreas de la curva: la región elástica y región plástica. La primera es la porción lineal de la curva. La deformación del material en esta región es transitoria es decir volverá a su forma inicial una vez eliminada la carga, la distorsión del material más allá de la gama elástica da como resultado una deformación permanente del material, es decir cambia de forma. Por lo tanto es necesario tener en cuenta estas características para aprovechar sus propiedades y eficacia en el tratamiento, evitando una deformación constante⁵.

Debemos tener un conocimiento general de los alambres que existen en el mercado y más aún conocer bien las propiedades mecánicas en comparación con otros arcos convencionales para poder hacer a elección adecuada para cada tratamiento.

1.2 FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

1.2.1 Problema general

¿Cuáles son los niveles de fuerza y carga deflexión de cuatro tipos de arcos ortodonticos?

1.2.2 Problema Específico

¿Cuál es el nivel de fuerza y carga deflexión del arco de NiTi de la marca Morelli?

¿Cuál es el nivel de fuerza y carga deflexión del arco NiTi de la marca Orthoclassic?

¿Cuál es el nivel de fuerza y carga deflexión del arco NiTi de la marca Ormco?

¿Cuál es el nivel de fuerza y carga deflexión del arco NiTi de la marca Orthometric?

1.3 OBJETIVO DE LA INVESTIGACIÓN

1.3.1 Objetivo General:

Registrar los niveles de fuerza y carga deflexión de cuatro tipos de arcos ortodonticos.

1.3.2 Objetivos Específicos:

Obj 1: Determinar el nivel de fuerza y carga deflexión del arco de NiTi de la marca Morelli

Obj. 2: Determinar el nivel de fuerza y carga deflexión del arco NiTi de la marca Orthoclassic

Obj. 3. Determinar el nivel de fuerza y carga deflexión del arco NiTi de la marca Ormco

Obj. 4. Determinar el nivel de fuerza y carga deflexión del arco NiTi de la marca Orthometric

1.4 HIPOTESIS

Ha. Si existe diferencia significativa entre los niveles de carga y deflexión de los 4 tipos de arco ortodontico.

Ho: No existe diferencia significativa entre los niveles de carga y deflexión de los 4 tipos de arco ortodontico.

1.5 JUSTIFICACIÓN

TEORICOS: el estudio es importante para poder tener conocimiento sobre los niveles de fuerza y carga deflexión que tienen 4 diferentes marcas de arco ortodontico, y de esta manera aumentara la capacidad de solucionar problemas al ortodoncista, como también a elegir cual arco es apropiado para cada tipo de caso.

METODOLOGICO: para este estudio se va utilizar 4 tipos de arcos de diferentes marcas, la cual será sometida a diferentes situaciones para poder determinar su nivel de fuerza y carga deflexión de cada uno de ellos.

PRACTICO: La realización del presente estudio de investigación busca determinar los niveles de carga y deflexión de cada tipo de arco ortodontico.

1.6 VIABILIDAD O FACTIBILIDAD

- EL estudio es factible ya que existen proyectos internacionales y nacionales, con la cual, servirá de guía para nuestro proyecto de investigación.
- Se cuenta con los recursos necesarios para poder realizar un proyecto de investigación completo.

CAPITULO II

MARCO TEORICO

2.1. ANTECEDENTES DEL PROBLEMA.

INTERNACIONALES:

- España 2013 Claros M. Estudio comparativo in vitro de la fricción de alambres según el tipo de aleación, calibre y tipo de ligadura con y sin orthospeed en un plano inclinado. **Metodología:** la fricción es la resistencia al deslizamiento que existe cuando un cuerpo rígido o blando es deslizado sobre otro, en el tratamiento ortodóncico existen múltiples variables que pueden causar fricción, algunos de ellos son: textura superficial y sección transversal de los alambres, tipo de ligadura y ángulo de contacto crítico. **Objetivo:** Comprobar el efecto de Orthospeed® en la disminución de la fricción, según el tipo de calibre-aleación del alambre, tipo de ligadura y angulación del instrumento de medición. **Resultados:** Las pruebas estadísticas mostraron diferencias estadísticamente significativas en

todas las pruebas donde se utilizó Orthospeed. **Conclusión:** indica que disminuye la fricción independientemente del tipo de sección transversal - aleación del alambre y del tipo de ligadura; excepto en alambres de TMA, donde el compuesto no logra disminuir la fricción, más bien en algunos casos la aumenta. El aumentar el calibre en alambres sin compuesto a 45º y 60º, no mostró un aumento de la fricción; al agregar el compuesto, los alambres a 45º produjeron un aumento de la fricción conforme se aumentó la sección del alambre, mientras que en alambres a 60º la baja fricción fue similar. En angulaciones a 45º, los alambres de Elgiloy fueron los que produjeron la menor fricción seguido del acero y con mucha fricción los alambres de TMA; en angulaciones a 60º, los alambres de acero tienen la menor cantidad de fricción, seguido del Elgiloy y con la mayor fricción los alambres de TMA. Antes de utilizar el compuesto, existía una fricción diferencial en los tipos de ligaduras siendo las ligaduras metálicas las que menos fricción producían a 45º y 60º, pero al agregar Orthospeed se reduce la fricción y la acción se vuelve parecida en todos los tipos de ligaduras⁷.

- Colombia 2013 Agudelo Z Comportamiento de alambres de níquel-titanio superelásticos y termoactivados en tensión ante cambios súbitos de temperatura.

Objetivo: Estudiar el comportamiento de las aleaciones de Níquel Titanio superelásticas y termoactivadas de tres casas comerciales, cuando se someten a cambios de temperatura en tensión. **Metodología:** Se emplearon 3 Arcos de Níquel Titanio 0.016" superelásticos y termoactivados de las marcas GAC, Ortho-Organizers (OG) y Rocky Mountain Orthodontics (RMO), que fueron sometidos a tensión y recibieron aplicaciones de agua a temperatura intermitente (50ºC y 4ºC). Se empleó el Software Estadístico Startgraphics para obtener estadísticas

descriptivas y se realizó la validación de pruebas de hipótesis comparando los promedios de las cargas al aplicar temperatura a los dos tipos de alambres, de tres casas comerciales. Así mismo se usaron técnicas multifactoriales para el análisis del comportamiento entre los tipos de alambres. El valor de P para establecer diferencias fue 0,05. Las medianas fueron comparadas con la prueba W de Mann-Whitney (Wilcoxon). **Resultados:** Las aplicaciones súbitas de frío o calor produjeron picos de disminución o incremento de la fuerza respectivamente tanto para los arcos de Níquel Titanio superelásticos como para los termoactivados, con valores de fuerza menores para estos últimos; del mismo modo la respuesta de los termoactivados ante los cambios térmicos fue más marcada. Al evaluar el comportamiento de las casas comerciales se encontró que los arcos de la GAC exhibieron fuerzas más altas, seguidos de los OG y por último los RMO. **Conclusiones:** Ambas aleaciones de Níquel Titanio, termoactivadas y superelásticas, presentaron sensibilidad a los cambios térmicos con diferencias estadísticamente significativas. La fuerza aumentó con la temperatura alta y disminuyó con la baja, evidenciándose mayor sensibilidad en los termoactivados, los cuales a su vez, entregaron valores menores de fuerza⁸.

- España, Barcelona 2016 ANDREU PUIGDOLLERS comparación de la superestabilidad de diferentes arcos de alambre ortodoncicos de níquel titanio y la perdida de sus propiedades por un tratamiento térmico. **El objetivo:** de este trabajo es describir y comparar las propiedades mecánicas de los ocho alambres de ortodoncia de níquel-titanio ampliamente utilizado bajo condiciones de prueba uniformes y para determinar la influencia de los tratamientos térmicos en la

pérdida de superelasticidad. **Metodología:** se evaluaron diez arcos de dos lotes de ocho diferentes fabricantes. Se realizó un ensayo de flexión de tres puntos, de acuerdo con ISO 15841: 2006, en 80 segmentos de arco de alambre de níquel-titanio redondas de 0,016 pulgadas. Para obtener una curva de carga-deflexión, el centro de cada segmento fue desviado a 3,1 mm y después se descarga hasta que la fuerza se convirtió en cero. En la curva de descarga, la deflexión en el extremo de la meseta y las fuerzas de entrega en ese momento, y a los 3, 2, 1 y 0,5 mm de deflexión, se registraron. Pistas de la meseta se calcularon a partir de 3 y de 2 mm de deflexión. Los datos obtenidos se analizaron estadísticamente para determinar entre marcas, dentro de las marcas y las diferencias inter-lotes ($P <0,05$). **Resultados:** muestran que a 2 mm de deflexión, la máxima fuerza diferencial ejercida entre las marcas [Nitinol superelástico (1.999N) -Sentalloy M (1,001 N)] fue 0,998 N (102 gf). La pendiente meseta superelástica Nitinol (0,353 N / mm) fue el único que fue estadísticamente diferente de 2 mm de deflexión, en comparación con los otros valores de la marca (0,129-0,155 N / mm). Damon Optimal Fuerza describe la pendiente más suave de 3 mm de deflexión (0,230 N / mm) y una de las mesetas más largas. Titanol® y Orthonol mostraron los más notables diferencias intra-marca, mientras que la variabilidad entre lotes fue significativa para Nitinol (Henry Schein), Euro Ni-Ti y Orthonol. Grado superelasticidad y las fuerzas ejercidas diferían significativamente de una marca. La superelasticidad de Nitinol superelásticas no se observó, mientras Damon Optimal Fuerza y Proclinic Ni-Ti Superelástico (G & H) mostraron las curvas más superelásticas. Se observaron marcas intra e inter-lotes diferencias en algunas marcas. **Conclusión:** el tratamiento térmico a 600 ° C produce la

precipitación en la matriz. Los precipitados son ricas en titanio y este hecho producen cambios en la composición química de la matriz y la pérdida de la superelasticidad. A 400 ° C estos precipitados no se producen y las fuerzas entregadas por los cables son muy similares con los alambres no tratados⁹.

- Iran 2015 N. Joshan. **Objetivo:** de este estudio fue evaluar y comparar las características de los arcos de alambre iniciales utilizadas comúnmente por su carga de deflexión gráficos. **Metodología:** Este estudio probó tres hilos diseña a saber níquel cobre titanio (CNT), níquel titanio (NiTi), y los arcos de alambre multi-filamento de NiTi (MSNT) enganchadas entre paréntesis pasivos de autoligado (PSL), soportes activos de autoligado (ASL) o convencional soportes. Para evaluar las características mecánicas de las muestras, se realizó un ensayo de flexión de tres puntos. La máquina de ensayo de fuerza aplicada verticalmente sobre el punto medio del cable entre el incisivo central y dientes caninos para obtener 2 y 4 mm de deflexión. El nivel de fuerza a la máxima deflexión y las características de meseta (la media meseta de carga y la longitud de meseta) se registraron. ANOVA de dos vías y el test de Tukey se utilizaron a P <0,05 nivel de significación. **Resultados:** Nivel de fuerza a la máxima deflexión y la longitud de meseta se vieron afectados significativamente por la cantidad de deflexión.

El tipo de arcos de alambre y los soportes tuvo efectos significativos sobre nivel de fuerza a la máxima deflexión, y duración de la meseta. Sin embargo, el tipo de soporte no tuvo un efecto significativo sobre la fuerza media meseta. **Conclusión:** Con cualquier tipo de soportes en las deflexiones de 2 y 4 mm, alambre MSNT ejerce el más bajo mientras que el alambre de NiTi ejerce el nivel de fuerza más

alta a la máxima deflexión y la fase de meseta. El nivel de fuerza a la máxima deflexión y la longitud de meseta aumentó con el aumento de la cantidad de primaria de deflexión; sin embargo, la fuerza media meseta no cambió significativamente¹⁰.

NACIONALES:

- Lima 2010 Ramos M. "Comparación de las propiedades mecánicas de tres marcas de arcos ortodóncicos de níquel-titanio termoactivados. Estudio in vitro. **Objetivo:** El presente trabajo tiene como objetivos comparar las propiedades mecánicas de tres marcas de alambres ortodóncicos de níquel-titanio termoactivados. Debido a que las propiedades mecánicas no son dadas a conocer por fabricante, y el conocimiento de las mismas permite al ortodoncista la mejor elección clínica. La hipótesis fue que sí existen diferencias significativas entre las propiedades mecánicas de tres marcas de alambres ortodóncicos de níquel-titanio termoactivados. **Metodología:** El estudio fue experimental, prospectivo y transversal. La población estuvo conformada por arcos ortodóncicos de níquel/titanio termoactivados. Del cual se empleó 10 arcos ortodóncicos de níquel/titanio termoactivados de 0,4 mm de diámetro de las marcas: NiTi GACR (Grupo Control), Nitinol Termoactivado 3M Unitek R, Sentalloy GAC R, Nitinol Termoactivado TECNIDENT R . Para la recolección de los datos se realizaron ensayos de tracción con un máquina Zwick / Roell modelo Z050 8402 de 50 kN de capacidad, a una velocidad de 1 mm/min y a 37 °C proporcionada por una cámara reguladora de temperatura, la distancia entre las garras de la máquina fue de 30

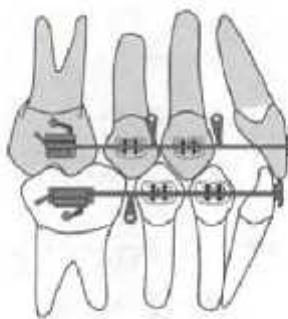
mm. **Resultados:** Según los resultados muestran que con respecto a la Tensión en la zona de activación constante existen diferencias significativas entre los arcos ortodóncicos de Nitinol termoactivados y el grupo control, por lo que la marca Nitinol Tecnident podría emplearse en tratamientos ortodóncicos que requieran ligeras fuerzas y la marca Nitinol 3M Unitek podría emplearse en tratamientos que requieran altas fuerzas. Con respecto a la deformación en la zona de activación constante todos los grupos mostraron diferencias estadísticamente significativas, excepto en la marca GAC Sentalloy y Grupo control (NiTi GAC), la marca Nitinol Tecnident y 3M Unitek presentarán mayores rangos de trabajos. Con respecto a la resistencia máxima y Límite de ruptura, todos los grupos mostraron diferencias estadísticamente significativas, excepto en las marcas Nitinol 3M Unitek y Tecnident. La marca GAC Sentalloy presentó el mayor valor de Resistencia máxima y el máximo Límite de ruptura. **Conclusión:** los alambres ortodóncicos de Níquel-Titanio termoactivados, sí presentan diferencias en algunas de sus propiedades mecánicas. Finalmente se comprueba la hipótesis¹¹.

2.2 BASES CONCEPTUALES

2.2.1 ALAMBRES EN ORTODONCIA

ELEMENTOS ACTIVOS PARA MOVER LOS DIENTES

Las fuerzas que mueven a los dientes durante los tratamientos activos de ortodoncia proceden, por lo general, de los alambres y los elásticos sobre los aparatos fijos. Los alambres almacenan fuerzas que luego liberan y estimulan el ligamento periodontal para producir los cambios químicos y biológicos, celulares y moleculares, que permiten el movimiento dental (figura1)¹².



(figura1)

Los alambres en ortodoncia, que pueden tener formas de arcos, ansas o ligaduras, son elementos activos que tienen propiedades físicas elásticas con capacidad de almacenar y liberar fuerzas. Una selección adecuada de la aleación y sección transversal permite, al ortodoncista, controlar las fuerzas y los momentos necesarios para mover los dientes en forma eficiente y efectiva. Para ello es necesario tener en cuenta los siguientes aspectos: ¹³

- Intensidad de las fuerzas y los momentos.

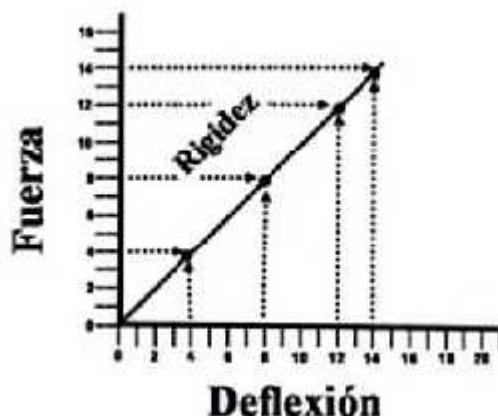
- La dirección de las fuerzas y los momentos.
- La duración de las fuerzas y los momentos.

2.2.1.1 COMPORTAMIENTO EXTERNO E INTERNO

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

I. CARACTERISTICAS EXTRINSECAS Y CONFIGURACION FISICA DEL ALAMBRE:

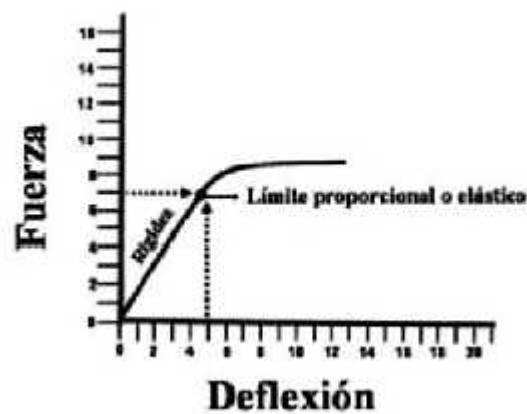
La curva carga/deflexión se utiliza en ingeniería y en ortodoncia para estudiar el comportamiento y las características internas de todos los materiales, en especial, de los alambres. Esta curva se obtiene a través de las lecturas progresivas producidas por una máquina electrónica de medición llamada **instron**. El diagrama resultante es básico para entender las diferencias y los cambios estructurales que se producen en un mismo material sometido a distintas cargas o para conocer las que hay entre distintos materiales. La relación entre la vertical y la horizontal de la porción diagonal de la curva indicará que tan rápido o flexible será el material con respecto a la aplicación de fuerzas (figura 2)¹⁴.



(Figura 2)

Cuando se aplica una carga o fuerza sobre un alambre este sufre cambios internos y externos, que dependen de variables importantes como lo son el material de fabricación, la longitud y la distancia intra e interbracket. La gráfica que relaciona la carga con la deflexión es directamente proporcional, es decir, por cada unidad de fuerza hay una unidad de deflexión del alambre y este comportamiento se mantiene hasta un punto de la curva llamado el límite proporcional o límite elástico. En este punto, si se suspende la fuerza el alambre retorna a su forma original en un ciento por ciento sin deformarse¹⁵.

- **LIMITE PROPORCIONAL O ELASTICO:** Es el punto en el cual toda fuerza mayor produce deformación permanente en un alambre. Desde el punto de vista técnico, es un punto difícil de medir con exactitud., ya que la fuerza y la deformación no serán directamente proporcionales y se producirá más deformación por cada unidad de fuerza (figura 3)¹⁶.



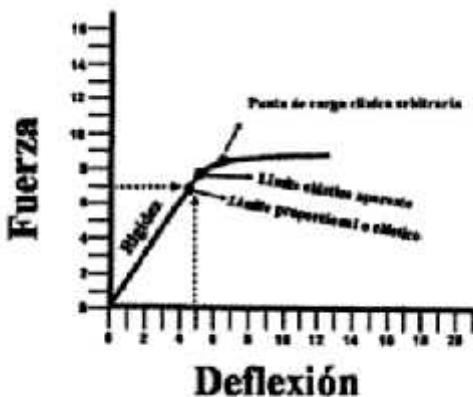
(Figura 3)

- **LIMITE ELASTICO APARENTE:** es el punto de la curva en donde el alambre sufre una deformación del 0.01 %. Este punto no tiene importancia, ya que los diámetros de los alambres en ortodoncia son muy pequeños y fácilmente intercambiable (figura 4)¹⁷.



(Figura 4)

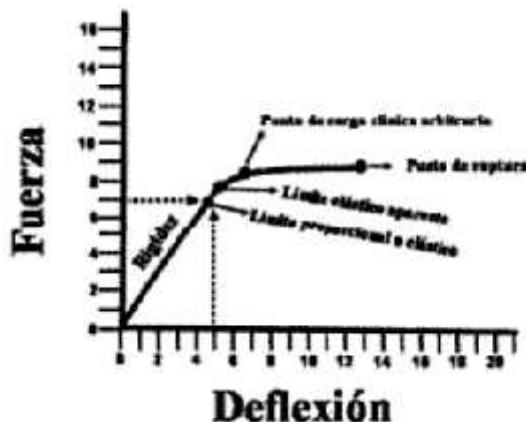
- **PUNTO DE CARGA CLINICA ARBITRARIA:** a partir de este punto el alambre entra en un rango inestabilidad y puede dañarse en forma irreparable (Figura 5)¹⁸.



(Figura 5)

- **PUNTO DE RUPTURA:** en este punto el alambre no resiste más la carga y la deformación y se quiebra (figura 6)¹⁹.

(Figura 6)



II. CARACTERISTICAS INTRINSECAS DE LOS ALAMBRES DE ORTODONCIA:

El comportamiento elástico interno del material, ante una carga externa, se define en función de la respuesta en la curva tensión/deformación. Tanto la tensión como la deformación se refieren al estado interior del material y dependen del tipo de aleación y de la sección transversal o diámetro del alambre. Para estudiar los fenómenos que se presentan en el interior de los alambres se utiliza un modelo parecido al de carga/deflexión, pero con base en dos parámetros diferentes. En vez de carga se utiliza tensión o esfuerzo y en vez de deflexión se utiliza deformación (figura 7; 8)²⁰.



(Figura 7; 8)

Carga externa
=

Curva carga/deflexión

Carga interna
=

Curva tensión/deformación

En esta grafica el límite elástico aparente se denomina punto de resistencia a la cedencia y el punto de carga clínica arbitraria, punto de resistencia final a la tensión que indicara la máxima carga que un alambre podrá soportar y, al mismo tiempo, la fuerza máxima que podrá producir (figura 9)²¹.

(Figura 9)



- **LA TENSION O ESFUERZO:** es la distribución interna de la carga, definida en términos de fuerza por unidad de área o superficie. Se mide en pascales (N/m^2) y se representa con la letra delta (δ).
- **LA DEFORMACION:** es la distorsión interna producida por la carga definida en términos de desviación por unidad de longitud. Se representa por medio de la letra épsilon (ϵ)
- **LEY DE HOOKE:** la relación entre la tensión y la deformación es siempre igual hasta el límite. Por cada unidad de tensión se produce una unidad de deformación.
- ✓ **EL MODULO DE ELASTICIDAD O MODULO DE YOUNG:** es la constante de la relación lineal en la ley de Hooke.

Es la pendiente de la región elástica de la curva de estrés-deformación. Representa la rigidez o la flexibilidad de un alambre. Estrés deformación es una propiedad intrínseca de la aleación; en otras palabras, el módulo de elasticidad es una cualidad inherente a la aleación. El análogo clínico del módulo es el valor carga deflexión de un alambre. Este valor depende de las propiedades intrínsecas así como de las extrínsecas.

Un alambre flexible tendrá una curva más plana (modulo bajo) en la gama elástica, mientras que un rígido mostrara una curva empinada (modulo alto). Cuanto más bajo sea el modulo, menor fuerza por unidad de deflexión, lo cual significa un alambre más flexible. Por lo contrario los alambres más rígidos demuestran un módulo más alto, con más fuerza por unidad de deflexión (figura 10)²².

(Figura 10)



✓ **MODULO DE RESILIENCIA:** es el área que hay por debajo del diagrama de tensión/deformación hasta el límite elástico (figura 11)²³.

(Figura 11)



- ✓ **EL MODULO DE DUREZA:** es el área por debajo de la línea de tensión/deformación hasta el punto de fractura (figura 12)²⁴.

(Figura 12)

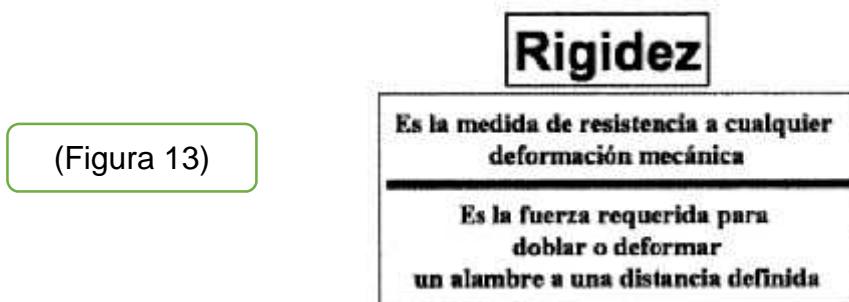


2.2.1.2 PROPIEDADES DESEABLES EN LOS ALAMBRES

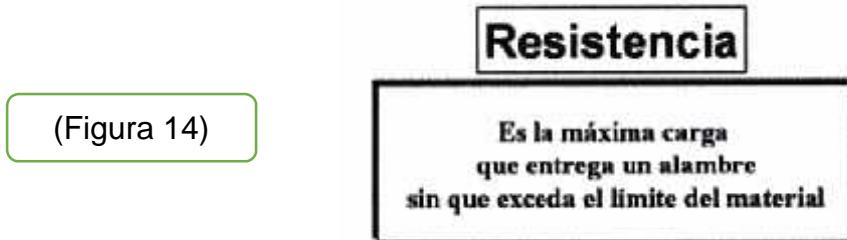
- Tener una gran elasticidad.
- Ser muy rígidos y muy flexibles, dependiendo de la fase de tratamiento.
- En algunos de los casos deben de ser maleables.
- Tener la capacidad de almacenar energía.
- Deben ser biocompatibles y deben tener estabilidad ambiental.
- Deben tener baja fricción superficial.
- Tener la posibilidad de ser soldado ²⁵.

2.2.1.3 PROPIEDADES BASICAS DE LOS ALAMBRES

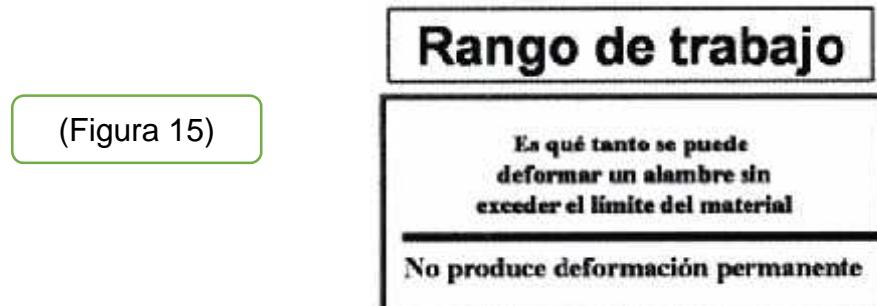
- **LA RIGIDEZ:** es la resistencia a la deformación elástica cuando se hace un doblez o una torcion. es la cantidad de fuerza requerida para doblar o deformar un alambre a una distancia definida (figura 13)²⁶.



- **LA RESISTENCIA:** es la capacidad de un alambre de resistir una carga que lo deforma sin exceder el límite de deformación plástica (figura 14)²⁷.



- **RANGO DE TRABAJO:** es la carga máxima a la que puede someterse un alambre sin exceder el límite de deformación plástica (figura 15)²⁸.



2.2.1.4 DETERMINANTES DE LAS CARACTERISTICAS DE LOS ALAMBRES

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

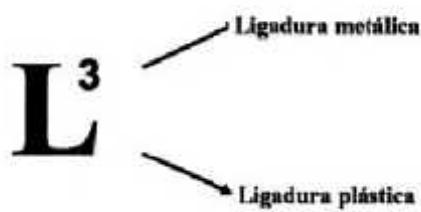
- **El diámetro:** la sección transversal o diámetro del alambre influye sobre la resistencia, la rigidez y el rango de trabajo en proporciones diferentes. Al duplicar el diámetro de un alambre voladizo o con apoyos a ambos lados la resistencia se multiplica por ocho, la elasticidad se divide por dieciséis el recorrido se reduce a la mitad. Al disminuir el tamaño o sección transversal la resistencia y la rigidez disminuyen, forma considerable y llegan a un punto en que pierden su valor clínico. Al incrementar su diámetro su rigidez aumenta hasta llegar a un punto en que deja de ser útil (figura 16)²⁹.



- **La longitud:** si duplicamos la longitud de una viga voladiza o cantiliver de alambre se producirá:
 - ✓ Una reducción a la mitad de la resistencia a la flexión.
 - ✓ Se multiplica la elasticidad por ocho.
 - ✓ Se multiplica el rango por cuatro.

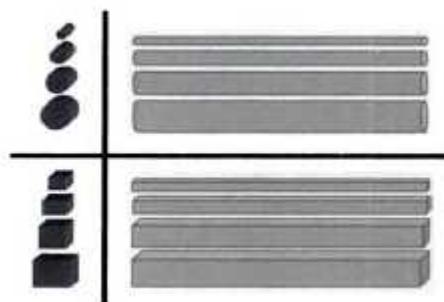
Para enderezar un molar se requiere flexibilidad en el área de acción del sistema, que es el molar inclinado, y de una sección rígida en el área de

reacción o de anclaje del sistema, que son los premolares. En este caso, en particular, se debe utilizar un alambre rectangular, 0.017 x 0.025, de titanio molibdeno, lo más largo posible para incrementar la longitud y, de ser posible, agregar ansas para disminuir la fuerza (figura 17)³⁰.



(Figura 17)

- **Forma de la sección transversal:** la altura y la profundidad son lo mismo en el alambre redondo y coinciden con el diámetro. En los cuadrados y rectangulares existen dos dimensiones en los rectangulares, que pueden ser modificadas independientemente (figura 19)³¹.



(Figura 19)

- ✓ **Altura:** es la dimensión perpendicular al plano de flexión. La rigidez es proporcional al cubo de la altura y la fuerza es proporcional al cuadrado de esta.
- ✓ **La profundidad:** es la dimensión perpendicular a la altura. No tiene efecto sobre la amplitud del trabajo, lo cual es inversamente proporcional a la altura. Afecta de la misma manera a la rigidez y a la fuerza, que son directamente proporcionales a ella.
 - 1.- en un alambre 0.018×0.025 la altura corresponde al 0.018 y la profundidad al 0.025³².

2.2.1.5 ACTIVACION Y APLICACION DE CARGAS SOBRE LOS ALAMBRES

La activación: proceso mediante el cual el alambre se deforma por una fuerza que se almacena y que se libera posteriormente.

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

- **ACTIVACION AXIAL:** es el método de activación típica de los elásticos y es poco importante en los metales. Se divide en estiramiento o tensión y en activación por compresión.
- **ACTIVACION POR FLEXION:** la aplicación de la carga y la deformación se hacen perpendiculares al eje longitudinal del elemento elástico. es típico en los alambres.
- **ACTIVACION POR TORCION:** en esta clase de activación la carga se aplica de modo que la deformación se produce alrededor del eje longitudinal del elemento elástico. es típico en los alambres cuadrados y rectangulares de ortodoncia para dar torque³³.

2.2.1.6 FACTORES QUE AFECTAN LA RIGIDEZ, LA RESISTENCIA Y EL RANGO

- **La distancia interbracket e intrabracket**

El tamaño y el ancho del bracket la distancia entre sus aletas y la longitud del alambre, por la confección de ansas, cambian este factor

- **Forma del alambre**

Tamaño y diámetro o sección transversal del alambre

- **Proceso de fabricación del alambre**

La aleación o módulo de elasticidad, la dureza y el tratamiento térmico que modifica las propiedades físicas del alambre en fases martensíticas o austeníticas³⁴.

2.2.2 SELECCION DE UN ALAMBRE EN ORTODONCIA

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

El número de rigidez del alambre se obtiene al multiplicar el valor del material en la tabla de burstone por el número de rigidez del diámetro o sección cruzada ($Ws=Ms \times Cs$). Ws es la rigidez del alambre, Ms es la rigidez del material y Cs es el diámetro o sección cruzada del alambre³⁵.

El número de rigidez depende del módulo de elasticidad del material. Por efectos de comparación, al acero inoxidable se le asigna, arbitrariamente y por convención, un valor de Ms de 1 por ser los alambres y las aleaciones más utilizadas en ortodoncia. Burstone crea tablas que permiten visualizar las diferencias entre las aleaciones en las que se fabrican los alambres de ortodoncia

y la relación que tienen con su diámetro, para, así, determinar las características de rigidez de acuerdo con las necesidades clínicas³⁶.

Ejemplos:

- Un alambre rectangular de 0.018 x 0.025, de TMA tiene un Ws de 406.1 y es equivalente, en su rigidez, a un alambre 0.018, redondo de acero inoxidable que tiene un Ws de 410
- Un alambre rectangular de 0.018 x 0.025, de níquel titanio tiene un Ws de 251.4 y es equivalente, en su rigidez, a un alambre redondo de 0.016, de acero inoxidable que tiene un Ws de 256
- Un alambre trenzado rectangular de 0.018 x 0.025, de níquel titanio tiene un Ws 75.4 equivalente al de un alambre redondo 0.012, de acero inoxidable que tiene un Ws de 81³⁷.

2.2.2.1 FACTORES QUE SE DEBE DE TENER EN CUENTA PARA LA SELECCIÓN DE LOS ALAMBRES

- 1.- deben permitir el control de los tres planos del espacio.
- 2.- debe ser moldeable.
- 3.- la aleación debe adaptarse a la técnica o sistema mecánico.
- 4.- debe ser resistente a las fuerzas de trabajo.
- 5.- debe ser biocompatible, inocuo, estético, suave, y resistente a la corrosión.
- 6.- debe tener un costo razonable³⁸.

2.2.2.2 TIPOS DE ALAMBRE EN ORTODONCIA

2.2.2.2.1 LAS ALEACIONES:

Los metales puros son blandos y tienden a corroerse. Para mejorar estas propiedades se mezclan con dos o más diferentes que se unen por

encima de sus puntos de fusión y forman aleaciones que tienen características físicas diferentes a los originales³⁹.

2.2.2.2.2 LOS ALAMBRES:

Son metales en forma de hilo que han sufrido estiramientos por fuerzas traccionales. Se utiliza como:

- ✓ Elementos pasivos: son aquellas que liberan y almacenan fuerzas controladas para mover dientes.
- ✓ Elementos pasivos: se utilizan para confeccionar retenedores⁴⁰.

2.2.2.2.3 LOS TRATAMIENTOS TERMICOS:

- ✓ **EL TEMPLADO:** se utiliza para cambiar las propiedades físicas intrínsecas de un metal y transformarlo en otro con condiciones clínicas más favorables.

Las dos fases más importantes son:

- **La fase austenita:** son estructuras cristalinas que tienden a ser suaves y dúctiles. requieres 750 a 800 grados centígrados de temperatura, hasta que se descomponga el carburo.
- **La fase martensita:** son estructuras cristalinas que tienden a ser duras y quebradizas. Requieres 250 a 300 grados centígrados de temperatura⁴¹.

2.2.2.2.4 ALEACIONES DE ORO:

Tienen una composición del 55 y 65% de oro aunque pueden llegar a solo 15%, cobre entre el 11 y 18%, plata entre el 10 y 25%, paladio entre 5 a 10%, platino entre 5 a 10% y níquel entre el 1-2%. Este último material se endurece por el trabajo de una manera más lenta que el acero, por ello son menos quebradizos y más fáciles de conformar, su módulo de elasticidad es de 15 000 000 psi, por lo

que, libera fuerzas más ligeras que el acero. El tratamiento térmico de liberación de tensiones se hace a menor temperatura que el acero. Actualmente, ya no se usan en odontología por su elevado costo y por la superioridad del acero inoxidable⁴².

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

- 50 % de Oro
- 16% de Cobre
- 23% de Plata
- 5% de Paladio
- 5% Platino
- 1% Níquel

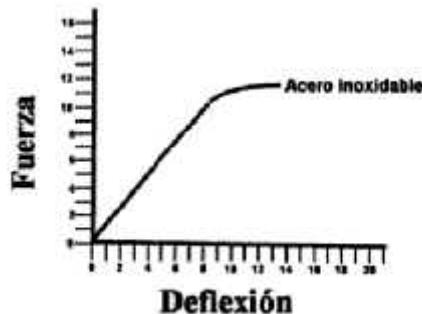
2.2.2.5 ALEACIONES DE COBRE Y ZINC

El latón es una aleación de cobre y zinc llamado también cobre amarillo, que es muy dúctil y maleable. Se usa para separación interproximal de los molares, para permitir la colocación de las bandas⁴³.

2.2.2.6 LAS ALEACIONES DE ACERO INOXIDABLE

Las aleaciones en ortodoncia, que resisten la acción de los agentes químicos externos son llamadas aceros inoxidables. El acero comercial es una aleación de hierro o ferrita, que en su forma natural es un material muy blando e inestable. Los materiales como el cromo, el níquel el carbono le confieren dureza (figura 20)⁴⁴.

(Figura 20)



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

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

- El cociente entre límite y módulo de elasticidad indica una menor energía acumulada y una baja capacidad de recuperación en relación a las nuevas aleaciones, es por esta razón que los alambres de acero liberan la mayor parte de su fuerza en una distancia muy pequeña, limitando así el movimiento dentario, por lo que se necesitan muchas re-activaciones para devolver la función al alambre⁴⁵.

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

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

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

- Formula de charlier. Hierro 74.8%, cromo 15%, níquel 10% y carbono 0.2%
- Formula de wipla. Hierro 73.8%, 18% de cromo, 8% níquel y carbono 0.2%.

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

- **Recocido o “matar el alambre”:**

Este procedimiento requiere unos 1.000 grados centígrados de temperatura y hace que el material pierda totalmente sus características de templado. El alambre

de ligadura que es totalmente maleable y blando está hecho con este tipo de material.

- **Liberación de tensiones:**

Este tratamiento de térmico se hace a menor temperatura y supone reajustes en las relaciones intermoleculares, sin pérdida en las propiedades de dureza y temple del alambre. En la actualidad se consiguen alambres que tienen tratamiento previo con calor, a los que le han eliminado las tensiones derivadas de la fabricación⁴⁵.

Características clínicas del acero inoxidable

- Tiene un módulo de elasticidad grande.
- Es muy rígido.
- Resiste a la deformación.
- Tiene alta maleabilidad.
- Produce fuerzas altas que se disipan en periodos cortos.
- Almacena poca energía, comparado con otras aleaciones.
- Las ansas o resortes necesitan activaciones frecuentes.
- Es ideal para las técnicas ortodoncicas que utilizan la fricción.
- Es regular en las técnicas ortodoncicas sin fricción.

Ventajas de las aleaciones de acero inoxidable

- Tiene una extraordinaria resistencia.
- Son inocuas para los tejidos.
- Son durables.
- Se quiebran poco.

- Son inalterables, físicamente.
- Son inoloras e insaboras.
 - No necesitan auxiliares para la soldadura.
 - Tienen bajo costo.
- Los alambres de acero se clasifican según el sistema de la American Iron and Steel Institute (AISI) o Unified Number Sistem (UNS). Los aceros que tienen número AISI son: (7, 12, 74)⁴⁶.
- Aceros austeníticos serie 300, de estructura cfc. Son materiales que estarán un largo periodo de tiempo en contacto con el medio biológico, es el más clásico y representativo. Se usan para fabricar la mayoría de las fijaciones y además tienen mejor resistencia a la corrosión.
- Aceros martensíticos serie 400. Son duros y mecánicamente resistentes. Se emplean cuando es más importante la dureza (la cual se da por la presencia de carbono de 0.1-1% lo que confiere resistencia a la tracción) y la resistencia mecánica ya que estos tipos de alambres son menos resistentes a la corrosión.
- Aceros ferríticos serie CCC, tienen un contenido de carbono no superior a 0.2% y en su composición no hay Níquel. Son más económicos, se utilizan en la elaboración de brackets, estos aceros son altamente resistentes a cloruros, pero son menos resistentes a la corrosión y a las fuerzas mecánicas, otra característica es que no admiten templado.
- Aceros dobles, son la unión de austenita y ferrita, tienen bajo contenido de níquel, tienen dureza y ductilidad mejoradas, doble resistencia a

deformación que aceros austeníticos y son resistentes a la corrosión. Se utilizan para fabricar brackets de una pieza (brackets Colados).

- Aceros endurecidos por precipitación, son endurecidos por tratamiento térmico. Tienen baja resistencia a la corrosión y elevada resistencia a la tracción. Es utilizado para confeccionar mini-brackets por ORMCO

El problema de los arcos de acero activados es que su energía almacenada es menor que la energía de los arcos de TMA y de Ni-Ti, esto hace que los alambres de acero produzcan fuerzas elevadas que se disipen en cortos periodos de tiempo, por lo que se necesitará más activaciones y cambios de arcos. Por otra parte, hay estudios en cuanto a la fricción que indican que las combinaciones de acero-acero incrementan su coeficiente cinético de fricción en estado húmedo (0.05), mientras que los alambres de Beta titanio lo disminuyen en un 50%.

Aplicaciones clínicas Se puede utilizar en todas las fases activas del tratamiento de ortodoncia siendo óptima para los toques finos y dobleces compensatorios en la fase de finalización⁴⁷.

2.2.2.2.7 ALAMBRE AUSTRALIANO (wallaby)

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

Características clínicas del alambre australiano

- Es más templado que la aleación estándar de acero inoxidable.
- Libera fuerzas más altas que un alambre de acero inoxidable del mismo diámetro.

- Se recomienda en fases intermedias y finales del tratamiento ortodontico.
- Es ideal para nivelar las curvas de spee, por su temple.
- Por ser tan templado se quiebra fácilmente⁴⁸.

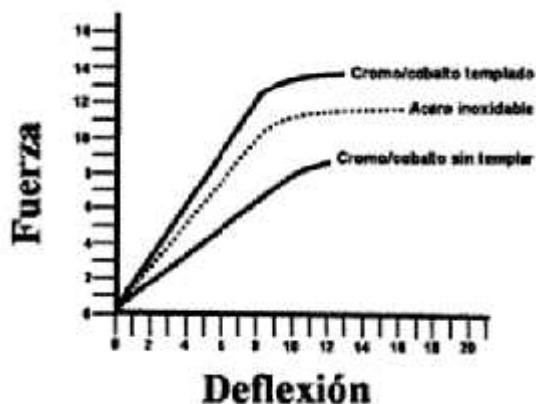
2.2.2.2.8 ALEACIONES DE CROMO/COBALTO

El elgiloy

Es una aleación de cromo/cobalto desarrollada en los años sesenta para la fabricación de arcos ideales, arcos utilizados y resortes en la técnica bioprogresiva de ricketts.

A diferencia del acero y es su característica principal es que el tratamiento térmico cambia las propiedades elásticas del material y no produce liberación de tensiones (43). Esta característica permite doblar los alambres blandos, dándole la forma que queramos y luego someterlos a calor para que adquieran una dureza similar al acero; se usan para fijaciones y para la confección de brackets y alambres porque son resistentes a la corrosión (figura 21)⁴⁹.

(Figura 21)



Composición del elgiloy

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

Temples diferentes de elgiloy

Elgiloy azul

Es blando y de elasticidad normal. Es el mal comercial y se recomienda cuando se desea hacer dobleces o soldar aditamentos. Cuando se somete a tratamiento térmico con calor incrementa su templado y resistencia. Quedando más rígido que el acero inoxidable. Sin tratamiento tiene el 60% menos de la rigidez del acero y con tratamiento llega a 120% y lo supera⁴⁹.

Aplicaciones clínicas del elgiloy azul

- Se encuentra disponible en tiras y arcos preformados
- Esta indicado en fases intermedias y finales del tratamiento de ortodoncia.
- Proporciona dos tipos de fuerza :
 - ❖ Antes del tratamiento con calor tiene el 60% de la rigidez del acero
 - ❖ Después del tratamiento con calor tiene 40% más rigidez que el acero.

- Es ideal para confeccionar arcos multianzas.
- Es ideal para confeccionar arcos de utilidad.
- Es ideal para conformar arcos de intrusión.

Elgiloy amarillo

Es una aleación más dúctil, elástica y resiliente que el azul, se puede doblar con facilidad y soldar con precaución. Tratar con calor para obtener el máximo de rendimiento⁴⁹.

Elgiloy verde

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

Elgiloy rojo

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

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

Ventajas de los alambres cromo/cobalto

- ✓ Tienen mayor resistencia a la fatiga
- ✓ Funcionan por mayor tiempo debido a que almacena buena cantidad de energía
- ✓ Tienen muy buena maleabilidad
- ✓ Templados producen fuerzas muy altas

- ✓ Tienen buena capacidad de ser soldados
- ✓ Tienen baja friccion aun con brackets de acero inoxidable
- ✓ Tienen módulo de elasticidad alterable con tratamientos térmicos
- ✓ Son de costo intermedio ⁵⁰

2.2.2.9 ALEACIONES DE TITANIO

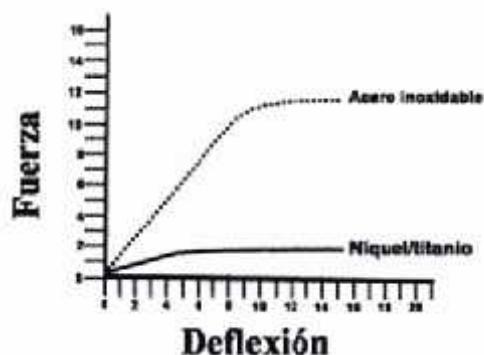
En este grupo de aleaciones de última generación se encuentran tres variedades de alambres, utilizados de manera rutinaria, en los tratamientos de ortodoncia:

- Aleación de níquel/titanio (Ni-Ti).
- Aleación de beta/titanio y titanio/molibdeno (TMA).
- Aleación de níquel/titanio súper elástico (Ni-Ti chino)⁵¹.

2.2.2.10 ALEACIONES DE NIQUEL/TITANIO

La marca comercial de esta aleación de la nueva generación de alambres, con memoria de forma y super elasticidad conocida como **nitinol**, fue desarrollada por **Willian F. Buehler** de la Nasa, (nitinol deriva de **ni**-níquel, **ti**-titanio y **nol** por su descubrimiento en el Naval Ordinance Laboratory) y se introdujo en el área de ortodoncia por **George F. Andreasen** de la universidad de Iowa en 1971 (figura 22)⁵².

(Figura 22)



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

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

Las aleaciones de níquel/titanio tienen varias formas y estructuras cristalinas que dependen de las temperaturas a las cuales se fabrican.

- En fase martensítica: es cuando la aleación se trabaja a temperaturas bajas. La aleación permite ciertos dobleces permanentes en el alambre.

- En fase austenítica: es cuando la aleación se trabaja a temperaturas altas.

La aleación se vuelve súper elástica y no permite dobleces de ningún tipo.

- En fase martensítica y austenítica: aleaciones que tienen una fase de transición de martensítica a austenita activada por tensiones en el alambre o cambios drásticos en las temperaturas de trabajo⁵³.

La superelasticidad

Nombre derivado del hecho de que, en la curva de fuerza/desactivación, esta aleación tiene una elasticidad diez veces la de un alambre de acero inoxidable convencional y un amplio rango de trabajo⁵⁴.

La memoria de forma

Consiste en la capacidad de este material para recordar y retomar a su forma original tras una deformación plástica, mientras se encuentra en la forma

martensitica. En algunos casos se alteran las uniones atomicas con diferentes temperaturas que producen cambios estructurales en el material⁵⁵.

La termoelasticidad

La fase martensitica o fría tiene una estructura cubica, la austenitica o caliente una hexagonal, como respuesta a los cambios de temperatura o al estrés, que cambian su configuración molecular sin cambiar la composición atómica. Esta característica se denomina termoelasticidad⁵⁶.

La histéresis

Se define como una pequeña deformación del alambre que no se recupera totalmente y pierde energía⁵⁷.

DIFERENCIAS ENTRE EL NIQUEL/TITANIO AUSTENITICO MARTENSITICO

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

- El alambre austenitico (A-Ni-Ti) es el material de elección para las aplicaciones ortodoncicas en las que se precisa un intervalo prolongado de activación, con la fuerza relativamente baja y constante.
- El alambre martensitico (M-Ni-Ti) es útil en fases posteriores del tratamiento activo de ortodoncia, en donde se necesitan alambres flexibles, pero de mayor diámetro y más rígidos⁵⁸.

EL NIQUEL/TITANIO JAPONES (AUSTENITICO)

Desarrollado en 1978, por furukawa electric Co. Con las propiedades de recuperación de memoria y superelasticidad.

EL NIQUEL TITANIO CHINO (AUSTENITICO)

Fue desarrollado por el Tien Hua Chen. Tiene una temperatura de transición menor que el nitinol de usa. Se puede doblar 1.6 veces más que la aleación de níquel/titanio convencional y 4.5 veces más que el acero inoxidable⁵⁹.

APLICACIONES CLINICAS DEL NIQUEL/TITANIO

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

Características importantes de las aleaciones de níquel/titanio

- Proporciona fuerzas continuas y ligeras.
- Tienen alta flexibilidad.
- Son muy versátiles.
- Tiene fuerzas óptimas y constantes.
- Se utilizan en todas las fases del tratamiento de ortodoncia⁶⁰.

2.2.2.2.11 LAS ALEACIONES DE COBRE/NIQUEL/TITANIO (cooper Ni-Ti)

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

- **TIPO II.** Activo a los 27 grados centígrados. Superelastico

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

- **TIPO III.** Activo a los 35 grados centígrados. Termoactivo.

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

- **TIPO IV.** Activo a los 40 grados centígrados. Termoactivo.

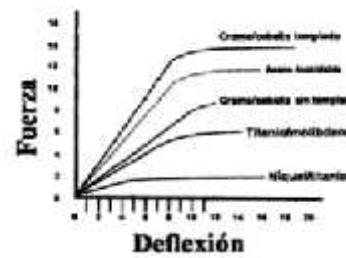
Estos alambres generan un movimiento dental activo intermitente y se vuelven rígidos cuando la temperatura oral excede los 40 grados. Se utilizan en pacientes que no toleran dolor o que tienen problemas periodontales de moderados a severos⁶¹.

2.2.2.2.12 LAS ALEACIONES DE TITANIO/MOLIBDENO Y BETA/TITANIO (TMA)

Se desarrolló en 1980, para ser aplicado en ortodoncia. El titanio es un metal con estructura hexagonal y con un módulo de elasticidad mayor que el acero inoxidable (figura 23; 24; 25)⁶¹.



(Figura 23)



(Figura 24)

Comparación de rigidez de los alambres

- | |
|---|
| 1. Cromocobalto tratado térmicamente 120% |
| 2. Acero inoxidable 100% |
| 3. Cromocobalto sin templar 0,60% |
| 4. Beta/titanio (TMA) 0,48% |
| 5. Titanio/níobio (TN) 0,28% |
| 6. Niquel/titánio marcapalpitico 0,28% |
| 7. Niquel/titánio austenítico 0,18% |

(Figura 25)

Los alambres de TMA, tienen una rigidez intermedia entre alambres de acero inoxidable y Ni-Ti, si comparamos con el caso del alambre de Ni-Ti donde la disminución de la rigidez es una característica a favor para disminuir la fricción. La energía almacenada en un alambre de acero activado es menor que la del TMA, esto hace que éstos produzcan fuerzas elevadas que se disipan en cortos periodos de tiempo , se supone que los arcos de TMA deberían tener un mejor desempeño durante la mecánica de deslizamiento en comparación con los arcos

de acero inoxidable, sin embargo, las combinaciones entre bracket de acero inoxidable y alambres de TMA producen más fricción que la combinación de bracket-aro de acero-acero respectivamente, esto se debe especialmente a las características superficiales pobres del TMA, el cual juega un papel muy importante en la determinación de la resistencia al deslizamiento (42, 81, 82). Por tanto, se cree que la rugosidad del arco afecta los mecanismos de deslizamiento, corrosión y pone en peligro la estética y la biocompatibilidad. El coeficiente de fricción estática del beta titanio es 2.4 veces mayor que el coeficiente de fricción del acero inoxidable y ambos tienen el mismo coeficiente de fricción dinámica. Por tanto, se necesita 2.4 veces más fuerza para mover un diente cuando se usan los arcos de beta titanio que cuando se usan alambres de acero, donde el ángulo de contacto crítico es 0° o mayores a éste⁶².

El betatitanio es una aleación que tiene una forma cubica y más estable que contiene:

- El 11% de molibdeno.
- El 6% de circonio
- El 4% de estaño.
- El 79% de titanio, en estructura de fase beta cubica⁶³.

Características principales de las aleaciones de beta/titanio (TMA)

- Estructura de fase cubica que se establece con temperaturas por encima de los 880° C .
- El molibdeno le da estabilidad.
- Tiene un módulo de elasticidad el doble del níquel/titanio.

- Tiene la mitad del módulo de elasticidad del acero inoxidable.
- Es muy maleable, pero muy quebradizo.
- Se puede soldar con soldadura eléctrica de punto, únicamente.
- Es resistente a la corrosión y posee una alta capacidad e su rango y retorno elástico⁶⁴.

Aplicaciones clínicas de las aleaciones de beta/titanio

- El TMA ofrece niveles moderados de fuerza, formabilidad y resiliencia. Tiene el 42% de la rigidez del acero inoxidable y el doble de la flexibilidad.
- El TMA rectangular de 0.018 x 0.025 es ideal para hacer los detalles al final del tratamiento y los dobleces menores de compensación.
- El TMA es el único alambre que no contiene níquel, por lo que se puede usar en pacientes alérgicos al níquel.
- El TMA no se aconseja para trabajar mecánicas con fricción, ya que su coeficiente es muy alto y no deja mover casi los dientes.
- El TMA se recomienda para trabajar mecánicas sin fricción, ya que su módulo de elasticidad es muy alto y las ansas se puede activar tres veces más que el acero⁶⁵.

Usos de las aleaciones beta/titanio

- fase inicial de alineación y nivelación.
- fase intermedia y retracción de caninos y anteriores, sin fricción.
- fase final de ajuste y detalle de la oclusión.

Soldadura en frio

Es una característica de la aleación de beta/titanio que incrementa demasiado a la fricción, ya que los alambres de esta aleación se pegan demasiados a las ranuras de acero inoxidable de los brackets y no permiten el desplazamiento por fricción⁶⁶.

La fricción

En los últimos años se han hecho ciertas modificaciones tecnológicas al TMA, con oxígeno y nitrógeno, que han logrado disminuir su coeficiente de fricción a valores similares o menores a los del acero inoxidable.

- TMA azul y violeta

Tienen coeficiente de fricción menor que los del TMA normal.

- TMA morado y dorado

Tienen coeficientes de fricciones menores que los del acero inoxidable⁶⁷.

2.2.2.2.13 LAS ALEACIONES DE TITANIO/NIOBIO

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

2.2.2.2.14 LAS ALEACIONES DE CNA

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

Propiedades principales.

- Tiene una moderada rigidez. Se pueden doblar un 100% más que el acero inoxidable.
- Son seguros en pacientes alérgicos al níquel/titanio.

- Tienen bajo módulo de elasticidad.
- Tienen alta flexibilidad.
- Son muy resistentes a la corrosión.
- Tienen una excelente maleabilidad.
- Tienen una superficie pulida y lisa, que los hace aptos para mecánicas con fricción.
- No se quiebran tan fácilmente como el TMA Tradicional.

2.2.2.14 ALAMBRES DE RESINAS COMPUESTAS

Con el incremento de la popularidad de los brackets estéticos, existe la expectativa de mejorar la estética de los alambres, sin embargo todavía carecen de propiedades mecánicas adecuadas para su uso generalizado en ortodoncia, sobre todo por la cantidad de fricción que producen estos arcos. En 1950 se introdujeron por primera vez alambres transparentes o coloreados como el esmalte, hechos de resinas reforzadas. Actualmente existe la marca Optiflex ⁶⁸.

- El optiflex

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

Consta de tres capas:

- Un núcleo de dióxido de silicona que produce la fuerza para mover los dientes.
- Una capa intermedia de resina de silicona que protege al núcleo de la humedad y de la resistencia.
- Una capa externa de nylon resistente que lo protege de los daños.

Estos alambres se utilizan para producir fuerzas ligeras, tienen un módulo de elasticidad de 98.6 Mpa, son poco dúctiles y son muy frágiles. Su mayor ventaja es su alta estética, se introdujeron en el campo de la ortodoncia como sustituto de los metales que producen reacciones alérgicas. Actualmente se utilizan en pacientes que demandan alta estética ya que están hechos de fibras reforzadas con composites que simulan el color natural de los dientes⁶⁹.

De todos los alambres analizados en múltiples estudios la mayoría de ellos consideran que el acero inoxidable es el alambre que produce menos fricción, sin embargo, debemos de tener en cuenta que en cada etapa del tratamiento habrá un alambre que se adapte mejor a las necesidades biomecánicas.

Cuadro Fuerza de fricción según el tipo de material del bracket y aleación de alambre

Alambre	Bracket	Rugosidad superficial (um) (**)	Fuerza de Fricción (*)		
			Fricción con bracket de acero inox. (N)	Fricción con bracket cerámico y slot de acero inox. (N)	Fricción con bracket cerámico (N)
Acero Inox.		0.017	0.047 1.54	0.044 1.51	0.17 2.25
NI-Ti		0.076	1.87	1.79	2.74
Colored TMA		0.090	1.57	1.54	2.52
TMA		0.129	2.20	2.15	3.10

En el Cuadro, se observa de manera interesante como la rugosidad superficial es mayor en los alambres de TMA, seguido del Ni-Ti y el menos rugoso el acero Inoxidable; también se puede observar que los brackets metálicos tienen una rugosidad superficial parecida a los brackets metálicos 62 con slot metálico, mientras que los brackets cerámicos tienen la mayor rugosidad superficial. Este cuadro también nos muestra que la más alta fricción bracket-alambre se dio con la

combinación de brackets cerámicos con alambres TMA y los que menos fricción tuvieron fueron con la combinación de brackets y alambres de acero inoxidable. Valores parecidos de baja fricción también se encontraron en los brackets metálicos con slot metálico; por otra parte, hay que destacar que los alambres de Colored TMA con implantación iónica tiene valores de fricción menores que los alambres de TMA convencionales incluso menores que los alambres de Ni-Ti⁷⁰.

SECCION TRANSVERSAL DE LOS ALAMBRES MAS USADOS EN ORTODONCIA.

1.- ALAMBRES REDONDOS, TRENZADOS DE ACERO INOXIDABLE:

- 0.0155
- 0.0175
- 0.0195

- ✓ Los alambres redondos, trenzados

Los alambres redondos, trenzados están formados por tres o más fibras de menos calibre que se enrollan sobre sí mismas. Esta característica de la una combinación de muy baja rigidez y una gran amplitud de trabajo. Se utilizan como los primeros alambres en las etapas de alineación y nivelación.

- ✓ Alambres rectangulares y trenzados de acero inoxidable y de níquel/titanio.

Los alambres trenzados en una sección transversal rectangular. Vienen compuestos de tres, siete, ocho y nueve fibras. Son muy resilientes y sirven para

alinear y nivelar. Están indicados en las primeras etapas del tratamiento activo de ortodoncia, en donde es necesario controlar torque⁷¹.

Uso clínicos y objetivos

- Son los primeros alambres que se ensamblan en los brackets
- Sirven para alinear y nivelar.
- Los rectangulares sirven para controlar el torque, desde el inicio del tratamiento.

Precauciones

- no se deben de utilizar como riel en mecánicas con fricción.
- no se deben cerrar los espacios de extracciones con cadenas elásticas sobre este alambre por si pobre control y rigidez.
- no se deben cerrar diastemas con este alambre como base⁷².

2.- ALAMBRES REDONDOS COMPACTOS

- De acero inoxidable
 - De beta/titanio.
 - De níquel/titanio
1. 0.012
 2. 0.014
 3. 0.016
 4. 0.018

LOS ALAMBRES REDONDOS, COMPACTOS

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

Usos clínicos y objetivos

- se utilizan en la fase de alineación y nivelación de los arcos dentales.
- para la retracción individual de los caninos maxilares y mandibulares. se recomienda cuando hay alineación y nivelación completa de los arcos dentales y se hace en un alambre redondo de 0.016, de acero inoxidable
- se pueden utilizar para cerrar diastemas como alambres base⁷³.

3.- ALAMBRES CUADRADOS COMPACTOS

- de acero inoxidable.
- de beta/titanio
- de níquel titanio/titanio
 - 0.014 X 0.014
 - 0.016 X 0.016
 - 0.017 X 0.017
 - 0.018 X 0.018

Los alambres cuadrados

Los alambres cuadrados compactos están formados por una fibra maciza de corte trasversal completamente cuadrado. Tienen una combinación de alta rigidez y poca amplitud de trabajo⁷⁴.

Usos clínicos y objetivos

- sirven para comenzar la fase de alineación y de nivelación de los arcos con alineaciones de níquel/titanio de 0.014 x 0.014 ó 0.016 x 0.016.
- Se utilizan para la retracción individual de los caninos maxilares y mandibulares en mecánicas con fricción, cuando ya hay una alineación y nivelación completa de los arcos. Se hacen en un alambre cuadrado de 0.016 x 0.016, de acero inoxidable.
- Se pueden utilizar para cerrar los espacios de las extracciones con cadenas elásticas sobre este alambre de acero inoxidable, pues tienen buen control y rigidez.
- Se pueden utilizar para cerrar diastemas teniendo este alambre como base⁷⁵.

4.- ALAMBRES RECTANGULARES, COMPACTOS

- De acero inoxidable.
- De beta/titanio.
- De níquel/titanio.
 1. 0.016 x 0.022
 2. 0.017 x 0.025
 3. 0.018 x 0.025

Alambres rectangulares

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

Usos clínicos y objetivos

- Sirven para comenzar la fase de alineación y nivelación en aleaciones de níquel/titanio de 0.016 x 0.022, cuando hay poco apiñamiento.
- Para la retracción individual de los caninos maxilares y mandibulares con técnicas con fricción. Se hace en un alambre rectangular de 0.016 x 0.022 de acero inoxidable.
- Se pueden utilizar para cerrar los espacios de las extracciones con cadenas elásticas, pues tienen un buen control y rigidez en acero inoxidable.
- Se puede utilizar para cerrar diastemas en alambre acero inoxidable como base.
- Se utilizan para conformar los arcos de retracción, en masa, de anteriores superiores e inferiores en un alambre de calibre 0.016 x 0.022 o 0.017 x 0.025, de acero inoxidable o de titanio/molibdeno⁷⁶.

5.- ALAMBRE PARA LIGADURAS METALICAS

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

- 0.009
- 0.010
- 0.011
- 0.012

Características especiales:

- vienen preformadas
- hay unas pinzas especiales para hacerlas en el consultorio.
- se consiguen alambres de ligadura recubiertos con teflón, que tienen un efecto estético sobre los brackets plásticos o cerámicos, sin perder sus propiedades.

1. RESORTES METALICOS

Se vienen utilizando desde 1800 cuando se hacían en oro. A partir de 1930 fueron reemplazados por los aceros inoxidables. Se fabrican abiertos, cerrados y en diferentes aleaciones y tamaños⁷⁶.

- 0.006 en acero inoxidable y níquel/titanio
- 0.007 en acero inoxidable y níquel/titanio
- 0.008 en acero inoxidable y níquel/titanio
- 0.009 en acero inoxidable y níquel/titanio
- 0.010 en acero inoxidable y níquel/titanio

Resortes metálicos abiertos

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

Resortes metálicos cerrados

Son alambres de acero inoxidable de mucho templado, enrollados en forma espiral, pero sin dejar espacios entre estas. Se colocan dentro de los arcos de alambre base o alambre principal y se utilizan para cerrar espacios al estirarlos,

ya que estos recobran de nuevo su forma. Se fabrican en diferentes aleaciones y tamaños:

Forma de diferentes arcos

- **Forma de arco bonwill hawley:** se conoce como el arco estándar. es un segmento de arco sacado de un circulo perfecto y se prolongan los segmentos posteriores en línea recta
- **Forma de arco de Brader:** está fabricado con base en una elipse trifocal. El segmento anterior se asemeja a una curva catenaria, pero luego se estrecha gradualmente hacia la parte posterior del arco
- **Otras formas:** actualmente se consiguen muchas que se encuentran disponibles comercialmente para las diferentes técnicas⁷⁷.
 - ✓ Forma de Vari-Simplex
 - ✓ Forma de Burstone
 - ✓ Forma de Ruth
 - ✓ Forma de boom

MAQUINA PARA ENSAYOS DE FLEXION PARA ALAMBRE DE METAL

El dinamómetro es un instrumento utilizado para medir fuerzas o para pesar objetos. El dinamómetro tradicional, inventado por Isaac Newton, basa su funcionamiento en el estiramiento de un resorte que sigue la ley de elasticidad de Hooke en el rango de medición. Al igual que una báscula con muelle elástico, es

una balanza de resorte, pero no debe confundirse con una balanza de platillos (instrumento utilizado para comparar masas).

Instrumento de medición de extrema precisión para medir la fuerza de los resortes o elásticos, tanto en tracción como en compresión, hasta un máximo de 16oz (0,4536kg). Cada línea sencilla marcada sobre el instrumento indica 1oz (28grs.) y la línea doble 4oz (113grs.)

APLICACIONES:

Existen dinamómetros diseñados para diversas funciones. Una de ellas es la de pesar, es decir, para medir el peso de algo y por equivalencia determinar su masa.

Esto conlleva la necesidad de calibrar el instrumento cada vez que se cambia de ubicación, especialmente en medidas de precisión, debido a la variación de la relación entre la masa y el peso, que es la aceleración de la gravedad y depende del emplazamiento⁷⁸.

(Figura 26)



2.3 DEFINICION DE TERMINOS

- **Arco ortodontico:** Los arcos de ortodoncia generan las fuerzas, entre otros aditamentos, que mueven los dientes durante la ortodoncia. Estas fuerzas se transmiten a los dientes a través de los brackets que van pegados sobre sus superficies. Todos los arcos de ortodoncia tienen la **forma** de una arcada dental, más o menos «en **herradura**», independientemente del material empleado en su fabricación. Simplificando, los arcos de ortodoncia pueden agruparse en dos categorías según sean elásticos o rígidos⁷⁹.
- **Nivel:** Nivel de sistema hace referencia a la posición relativa de determinados conjuntos de elementos en su disposición en diferentes planos de organización de un sistema⁸⁰.
- **Carga:** En física, la fuerza es una magnitud vectorial que mide la razón de cambio de momento lineal entre dos partículas o sistemas de partículas. Según una definición clásica, fuerza es todo agente capaz de modificar la cantidad de movimiento o la forma de los materiales. No debe confundirse con los conceptos de esfuerzo o de energía⁸¹.
- **Deflexión:** En general, el término deflexión hace referencia a la "desviación de la dirección de una corriente". De un modo específico, el término deflexión se utiliza en física, análisis estructural, botánica, automovilística y armamentística para describir cuatro fenómenos diferentes. En física, la deflexión se produce cuando un objeto colisiona y rebota contra una superficie plana⁸².

2.4 VARIABLES:

Variable de estudio: nivel de fuerza y carga deflexión.

Variables relacionales: arco ortodoncico.

2.5 OPERACIONALIZACION DE VARIABLES:

	Variables	Definición	Dimensiones	Indicador	Tipo de medición	Escala	Valor
Dependiente	Propiedades mecánicas	Son reacciones a las fuerzas externas aplicadas a los materiales, describen la capacidad del material para comprimirse, estirarse, doblarse, rayarse o romperse.	Fuerza	Acción física capaz de modificar el estado de movimiento o de reposo de un cuerpo.	Cuantitativa	Razón	Megapascal(MPa)
				Carga deflexión	Cuantitativa		Porcentaje(%) Newton(N) Gramos
Independiente	Tipos de Arco ortodoncico	Alambres ortodóncicos que presentan diferencias en su estructura de materia, composición, y proceso de fabricación.	_____	Marca	Cualitativa	nominal	PONER LAS 4 MARCAS QUE ESTAS ESTUDIANDO.

CAPITULO III

MARCO METODOLOGICO

3.1 TIPO DE INVESTIGACION

Según la finalidad del investigador.	Básico
Según intervención del investigador.	Descriptiva
Según el número de mediciones de variable de estudio	Transversal
Según número de variable de interés (analíticas)	Analítica
Según la planificación de la medición de la variable de estudio	Prospectivo

Método

Analítico

Nivel

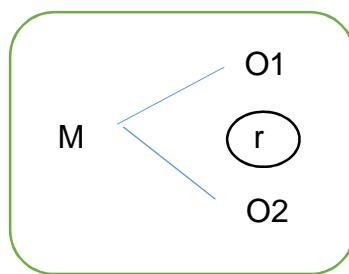
Relacional

3.2 DISEÑO Y ESQUEMA DE INVESTIGACION:

El presente trabajo es un estudio de tipo observacional analítico, porque se Observó y analizo los valores de la deflexión de cuatro arcos ortodonticos, de calibres diferentes.

Mediante este estudio se determinara que variaciones en la deflexión de las distintas marcas de arcos ortodonticos, y se analizaran los Resultados obtenidos después de cada muestra.

También se podrá determinar cuál de esta marca de arcos es más corriente.



3.3 POBLACION Y MUESTRA :

Población de investigación

Estará constituida por los arcos ortodonticos de las marcas morelli, orthoclassic, ormco y orthometric

Muestra

Para la elección de la muestra emplearemos el tipo no probabilístico por conveniencia seleccionando cuatro tipos de arcos ortodonticos de las marcas morelli, orthoclassic, ormco y orthometric.

De calibres 0.14, 0.18, 0.16 x 0.22, 0.17 x0.25

04 arcos ortodonticos marca Morelli

04 arcos ortodonticos marca Orthoclassic

04 arcos ortodonticos marca Ormco

04 arcos ortodonticos marca Orthometric

Criterios de inclusión:

- ❖ Arcos ortodonticos NiTi de la marca morelli, orthoclassic, ormco y orthometric
- ❖ Arcos ortodonticos de diferentes calibres

Criterios de exclusión:

- ❖ Arcos ortonticos NiTi de otra diversidad de marcas

3.4 INSTRUMENTOS DE RECOLECCION DE DATOS

3.5 PLAN DE RECOLECCION DE DATOS TECNICAS DE RECOJO, VALIDACION DE INSTRUMENTOS

Realizara la medición de cuatro marcas de arcos ortodonticos de diferentes calibres el mes de julio 2017.

Previo a la realización del estudio se seleccionaron los calibres de cada marca de arco NiTi para poder realizar las mediciones correspondientes.

Recolección de datos:

Se elaboraron formularios para la recolección de datos, donde constan los siguientes puntos:

- nivel de fuerza
- nivel de carga deflexión
- una tabla donde se anotara los diferentes valores de cada arco.

Técnica	Instrumento
Observación	Ficha de registro de datos

Procedimientos para la recolección de datos.

Previo a la recolección de datos se realizará la selección de los arcos ortodónticos para ser sometidos al estudio.

Para poder obtener estos resultados es necesario el uso de un equipo especial llamada Dinamómetro que nos brindara las mediciones precisas de cada arco

Realizaremos pruebas pilotos previas para poder calibrar el equipo antes de la ejecución propiamente dicha.

El material que vamos a usar para el estudio son arcos ortodónticos NiTi de la marca (morelli, orthoclassic, ormco y orthometric), Cada marca de arco ortodóntico tendrá 4 calibres diferentes y aplicaremos distintas fuerzas que van desde los 50 gramos a 400 gramos la cual se observara una deflexión de los alambres en centímetros mediante el uso de una regla convencional obteniendo un total de 64 resultados.

Se tomaran las muestras obtenidas y se las transcribirá a una ficha escrita.

Los ensayos mecánicos serán realizados en la clínica estomatológica de la Universidad de Huánuco (UDH).

CAPITULO IV

RESULTADOS

La investigación se realizó en la clínica estomatológica de la Universidad de Huánuco con los arcos ortodonticos de la marca NiTi, en donde se evaluaron la deflexión mediante la aplicación de fuerzas que van desde los 50 gramos a 400 gramos en el mes de julio y agosto del 2017. Se desarrollaron las pruebas de inferencias estadísticas en este caso ANOVA con una significancia de

TABLA N° 1

Fuerza marca		ORTHOMETRIC			
Calibre de los arcos		14	18	16 x 22	17 x 25
50 gramos		1.4	1.3	0.9	0.8
100 gramos		2.8	2.6	18	1.6
200 gramos		5.6	5.2	3.6	3.2
400 gramos		11.2	10.4	7.2	6.4

TABLA N° 2

Fuerza marca	MORELLI			
Calibre de los arcos	14	18	16 x 22	17 x 25
50 gramos	1.4	1.3	0.9	0.9
100 gramos	2.8	2.6	18	18
200 gramos	5.6	5.2	3.6	3.6
400 gramos	11.2	10.4	7.2	7.2

TABLA N° 3

Fuerza marca	ORMCO			
Calibre de los arcos	14	18	16 x 22	17 x 25
50 gramos	1.6	1.4	1.1	1
100 gramos	3.2	2.8	2.2	2
200 gramos	6.4	5.6	4.4	4
400 gramos	12.8	11.2	8.8	8

TABLA N° 4

Fuerza marca	ORTHOCLASSIC			
Calibre de los arcos	14	18	16 x 22	17 x 25
50 gramos	1.5	1.4	1	0.9
100 gramos	3	2.8	2	1.8
200 gramos	6	5.6	4	3.6
400 gramos	12	11.2	8	7.2

CALIBRE DE ARCO 0.14

Descriptivos

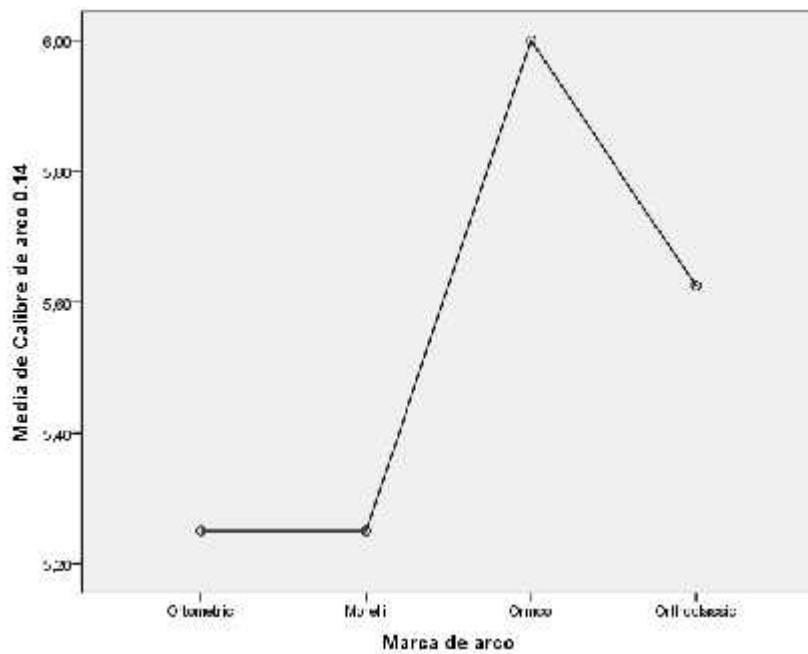
Calibre de arco 0.14

	N	Media	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
Ortometric	4	5,2500	4,33397	-1,6463	12,1463	1,40	11,20
Morelli	4	5,2500	4,33397	-1,6463	12,1463	1,40	11,20
Ormco	4	6,0000	4,95311	-1,8815	13,8815	1,60	12,80
Orthoclassic	4	5,6250	4,64354	-1,7639	13,0139	1,50	12,00
Total	16	5,5313	4,10312	3,3448	7,7177	1,40	12,80

ANOVA

Calibre de arco 0.14

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	1,547	3	,516	,025	,994
Dentro de grupos	250,988	12	20,916		
Total	252,534	15			



En la tabla N° 01 se observa, que entre la marca ortometric y morelli la media resulto ser igual y que la marca ormco es la que obtuvo un porcentaje alto

CALIBRE DE ARCO 0.18

Descriptivos

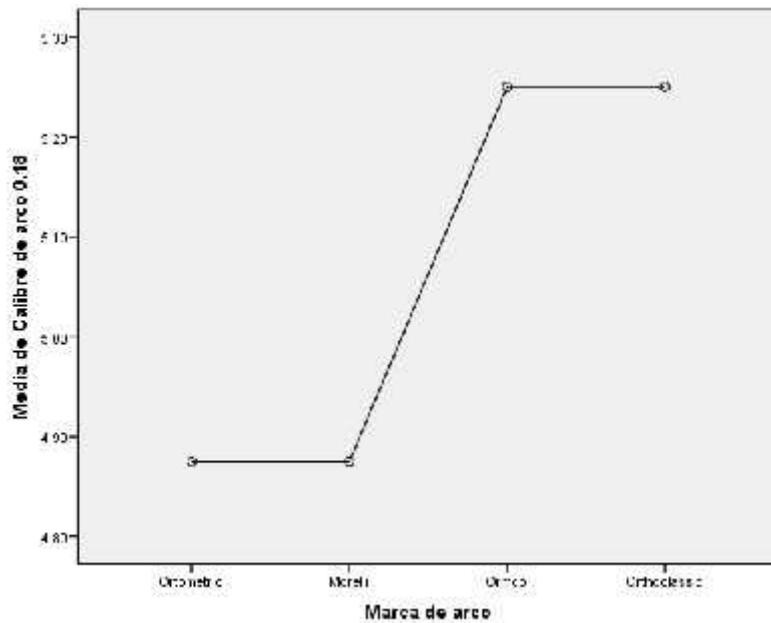
Calibre de arco 0.18

	N	Media	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
Ortometric	4	4,8750	4,02440	-1,5287	11,2787	1,30	10,40
Morelli	4	4,8750	4,02440	-1,5287	11,2787	1,30	10,40
Ormco	4	5,2500	4,33397	-1,6463	12,1463	1,40	11,20
Orthoclassic	4	5,2500	4,33397	-1,6463	12,1463	1,40	11,20
Total	16	5,0625	3,74555	3,0666	7,0584	1,30	11,20

ANOVA

Calibre de arco 0.18

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	,563	3	,188	,011	,998
Dentro de grupos	209,875	12	17,490		
Total	210,438	15			



En la tabla N° 02 se observa, que entre la marca ortometric y morelli la media resulto ser igual y que la marca ormco y la orthoclassic resultaron de la misma forma

CALIBRE DE ARCO 0.16 X 0.22

Descriptivos

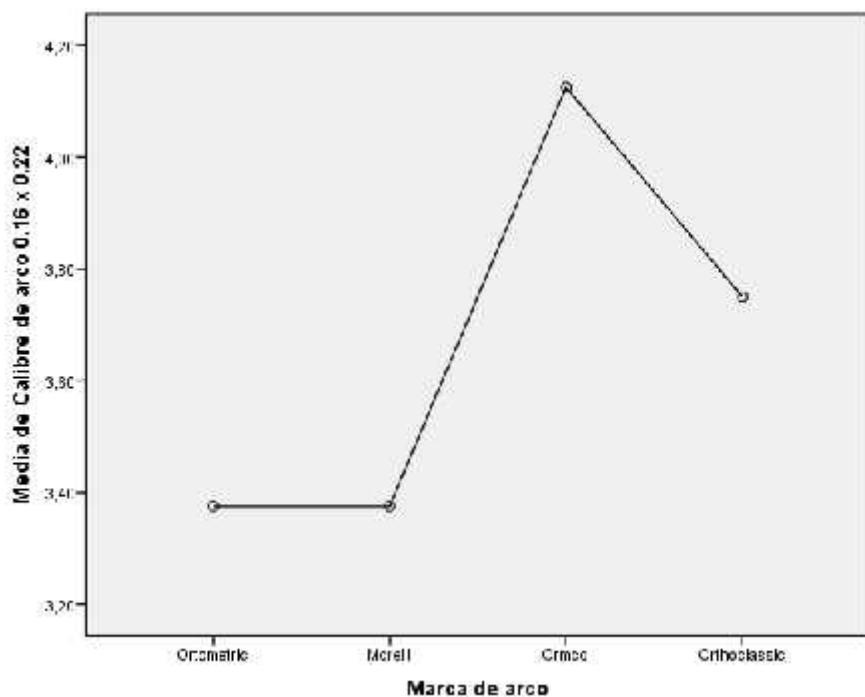
Calibre de arco 0.16 x 0.22

	N	Media	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
Ortometric	4	3,3750	2,78613	-1,0583	7,8083	,90	7,20
Morelli	4	3,3750	2,78613	-1,0583	7,8083	,90	7,20
Ormco	4	4,1250	3,40527	-1,2935	9,5435	1,10	8,80
Orthoclassic	4	3,7500	3,09570	-1,1759	8,6759	1,00	8,00
Total	16	3,6563	2,72836	2,2024	5,1101	,90	8,80

ANOVA

Calibre de arco 0.16 x 0.22

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	1,547	3	,516	,056	,982
Dentro de grupos	110,113	12	9,176		
Total	111,659	15			



En la tabla N° 03 se observa, que entre la marca ortometric y morelli la media resulto ser igual (3.3) y que la marca ormco es la que obtuvo un porcentaje alto (4.1)

CALIBRE DE ARCO 0.17 X 25**Descriptivos**

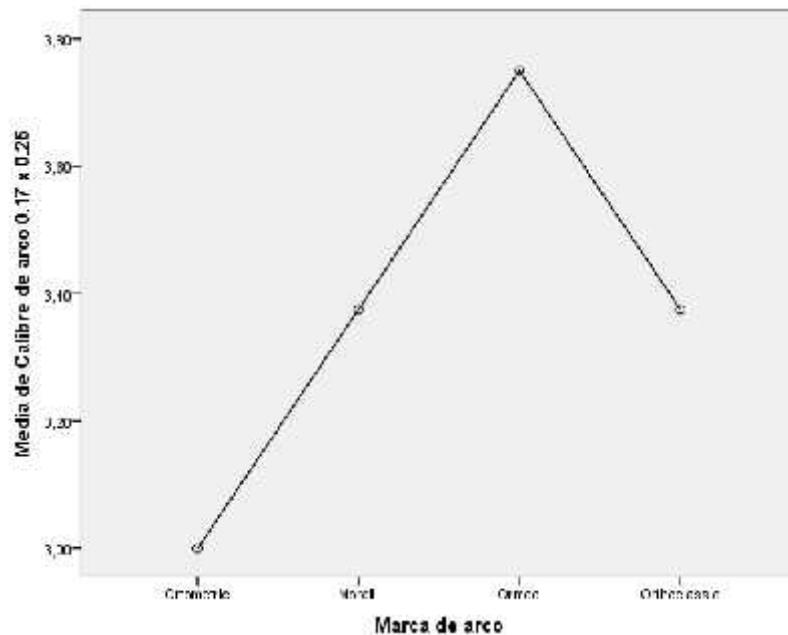
Calibre de arco 0.17 x 0.25

	N	Media	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
Ortometric	4	3,0000	2,47656	-,9408	6,9408	,80	6,40
Morelli	4	3,3750	2,78613	-1,0583	7,8083	,90	7,20
Ormco	4	3,7500	3,09570	-1,1759	8,6759	1,00	8,00
Orthoclassic	4	3,3750	2,78613	-1,0583	7,8083	,90	7,20
Total	16	3,3750	2,51462	2,0351	4,7149	,80	8,00

ANOVA

Calibre de arco 0.17 x 0.25

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	1,125	3	,375	,048	,985
Dentro de grupos	93,725	12	7,810		
Total	94,850	15			



En la tabla N° 04 se observa, que entre la marca ortometric la media resulto ser (3.0) y que la marca ormco es la que obtuvo un porcentaje alto (3.7)

El análisis de las medias con la prueba estadística de anova, se observa que hay diferencia estadísticamente significativa entre las cuatro marcas de arcos ortodonticos orthometric morelli ormco y orthoclassic.

En tanto existe una diferencia significativa en el arco ortodontico de la marca ormco en comparación con el orthometric y morelli

La marca de arcos ortodonticos orthometric comparada con la marca morelli resultaron ser similares en los calibres excepto en el calibre 17 x 25.

La marca de arcos ortodonticos orthoclassic resulto tener más deflexión en comparación con la marca orthometric y morelli, al ser sometidas a la misma cantidad de fuerza.

DISCUSIÓN

El objetivo de esta investigación fue determinar la deflexión de los arcos ortodonticos NiTi. Luego de la primera muestra se pudo determinar que los valores de deflexión en las marcas morelli y orthometric no eran demasiados significativas, ya que tenían baja deflexión con la misma cantidad de fuerza mientras que en la marca orthoclassic si presentaba una deflexión mayor a las dos mencionadas y con respecto a la marca ormco es la que presentaba deflexión significativa en relación a las otras tres marcas.

Según un estudio realizado en Lima en el 2010 “comparación de las propiedades mecánicas de tres marcas de arcos ortodóncicos de níquel-titanio termoactivados. estudio in vitro” todas las marcas de nitinol termoactivadas empleadas mostraron diferentes valores en sus propiedades mecánicas, debido al tratamiento térmico al cual han sido sometidos, así también, como la composición y proceso de manufactura, lo cual concuerda lo dicho por kapila y yoneyama

El presente estudio permitió demostrar que la deflexión de los cuatro tipos de arcos ortodonticos varía con respecto a las marcas comerciales ante una misma fuerza aplicada a cada una de ellas.

CAPITULO V

CONCLUSIONES

- Se concluyó que si existe variación en la deflexión entre los cuatro tipos de marcas de arcos ortodonticos sometidas a una misma fuerza

- La marca de arcos ortodonticos orthometric comparada con la marca morelli resultaron ser similares en los calibres excepto en el calibre 17 x 25.

- La marca de arcos ortodonticos orthoclassic resulto tener más deflexión en comparación con la marca orthometric y morelli, al ser sometidas a la misma cantidad de fuerza.
- No existe variación en la deflexión entre el arco de la marca orthoclassic y morelli, con respecto al calibre 17 x 25.
- No existe variación en la deflexión entre el arco de la marca orthoclassic y ormco, con respecto al calibre 18
- Se comprobó que la marca de arco ortodontico ormco obtenia mayor deflexión en relación a las demás marcas.
- El presente estudio nos permitió comprobar que la marca ormco de arco ortodontico tiene mayor deflexión que el resto, y que la marca orthometric era la que menor deflexión presentaba con la misma fuerza aplicada.

SUGERENCIAS

- Se recomienda usar el arco ortodontico que presenta mayor deflexión con misma cantidad de fuerza aplicada.
- Diferenciar y saber escoger entre un arco de buena calidad y una de mala calidad.
- Por último se recomienda al odontólogo usar el debido protocolo en ortodoncia al momento de escoger un material ortodontico y su posterior uso en los pacientes

BIBLIOGRAFÍA

1. Moore M. Factores que afectan la fricción del aparato pre ajustado. Eur J Orthod. 2004.
2. Ravindra nanda.Ortodoncia Clinica.buenos aires:Editorial panamericana;1998.
3. Ibid, página 10
4. Macchi, Materiales dentales, 4ta edición, editorial panamericana, argentina: 2007.
5. Ravindra nanda, op.cit.,página 19
6. Eleonora Gómez Piña. estudio comparativo in vitro de la formación plástica de alambres de níquel titanio redondos de diferentes calibres y marcas comerciales utilizados en ortodoncia. Quito: 2009.
7. Miguel Anibal Claros. Estudio comparativo in vitro de la fricción de alambres según el tipo de aleación, calibre y tipo de ligadura con y sin orthospeed en un plano inclinado.españa:2013
8. Agudelo Guevara Zulma victoria et al. comportamiento de alambres de níquel-titanio superelásticos y termoactivados en tensión ante cambios súbitos de temperatura. Agudelo. 2013. vol.4 numero 12
9. V <http://www.ortodonciadadultos.com/2009/03/las-fuerzas-que-mueven-los-dientes-los-arcos-de-ortodoncia/>
10. ibid, página 225

11. Viviana Ramos Torres. Lima 2010 Ramos M. "Comparación de las propiedades mecánicas de tres marcas de arcos ortodóncicos de níquel-titano termoactivados. Estudio in vitro.lima-peru: 2010.
12. Gonzalo Alonso Uribe. Fundamentos de Odontología, ortodoncia clínica, 1 edición: Colombia, 2004.
13. ibid, pagina226
14. ibid, página 226
15. ibid página 226
16. Ravindra nanda, op.cit.,página 11
17. Gonzalo Uribe, op.cit, página 227
18. Ibid, página 227
19. Ravindra nanda, op.cit.,página 11
20. Anusavice. Phillips ciencia de los materiales dentales, 10 ed. McGraw-hill, caps. 14. Solidificación y microestructura de metales, 15 constituciones de aleaciones.
21. Galvele JR, DUFFO GS. procesos de corrosión. comisión de energía atómica.
22. Ravindra nanda, op.cit.,página 10
23. Gonzalo Uribe, op.cit, página 229
24. Ibid, página 229
25. Macchi RL. Materiales dentales. Capítulo 2: propiedades de los materiales 3^a ed. Editorial medica panamericana; 2000 p. 13-34.

26. Garrec P, Jordan L. Stiffness in bending of a superelastic NiTi orthodontic wire as a function of cross sectional dimension. *Angle orthod* 2044; 74(5):691-6.
27. Firtov GS, vitchev RG, Kumar H, Blanpain B, Van Humbeeck J. Surface oxidation of NiTi shape memory alloy. *Biomater* 2002; 23; 4863-71.
28. Huang HH. Chiu YH, Lee TH, Wu SC, Yang Hw, Su KH, Hsu CC. Long release from NiTi orthodontic wires in artificial saliva with various acidities *biomater* 2003; 24: 3585-92.
29. American Dental Association ANSI/ADA Doc. No. 41 for Recommended Standard Practices for Biological Evaluation of Dental Materials 4^a addendum.
30. QUINTAO CATIA CARDOSO ABDO. Propriedades mecânicas de fios ortodônticos avaliadas em ensaios de tração. Tesis de Doctorado. Rio de Janeiro.1987.
31. KAPILA S, SACHDEVA R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 96(2): 100-09. 1989.
32. ACAR A, CANYUREK U, KOCAAGA M, EVERDI N. Continuous vs. Discontinuous force application and root resorption. *Angle Orthodontics*; 69(2): 159-164. 1999.
33. GENESIO A. R. Fios Ortodônticos. Propiedades mecánicas e seus aplicações clínicas. Tesis de Especialidad en ortodoncia. Universidad de Sao Francisco. 2001.

34. MUENCH A. Metais em Ortodoncia. Ortodontia bases para iniciação. n.3. 1994.
35. Ibid, página 51
36. Ibid, página 52
37. JAMES, M. GERE. Mecánica de Materiales. Quinta Edición. Editorial Thomson. 2002.
38. 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.
39. THURROW RAYMOND C. Ortodoncia de Arco de Canto. Primera Edición. Editorial Limusa S.A. México. 1992.
40. CANUT BRUSOLA J. Ortodoncia Clínica. Edit. Salvat. México 1992.
41. MACHADO EDUARDO D. Fios Ortodônticos Metálicos: Composição, indicações e Citotoxicidade. Tesis de Postgrado en Ortodoncia. São Paulo. 2006.
42. Suárez D. en Canut Brusola. Ortodoncia Clínica y terapéutica: Nuevos brackets y aleaciones en ortodoncia. 2a ed. Madrid: Masson, 2000.
43. Gonzalo Uribe, op.cit, página 236
44. Ibid, página 237
45. Suarez D, op.cit, pagina
46. Gonzalo Uribe, op.cit, página 237
47. Bass A. Estudio comparativo entre arcos simple y doble llave en acero y TMA y distribución de cargas sobre los elementos dentarios. Ortodoncia Clínica. 1 edición: masson2005.

48. Gonzalo Uribe, op.cit, página 238
49. Prososki R, Bagby M. Fuerza de fricción estática y rugosidad superficial de los alambres de arco de níquel-titanio. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991; 100: 341-48.
50. Gonzalo Uribe, op.cit, página 238
51. LIN J; DONG C; ZHAO Y; WANG XX. Comparison of mechanical properties on different phase transformation points of Nickel-Titanium orthodontic wires. Department of Dentistry, College of Medicine, Zhejiang University China. 36(5): 503-8. Sep 2007.
52. MIURA F. MAGI, OHURA M. The Super-elastic property of japonese NiTi alloy use in orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 90(1-10): 1986.
53. KUSY R. P.; STUSH A. H. Geometric and Material parameters of a nickel – titanium and a beta titanium orthodontic arch wire alloy. *Dent Mat.* 3(4): 207-217. 1987.
54. HURST C L. An evaluation of the shape-memory phenomenon of níkeltitanium ortodontic wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 98(1): 72-6. Jul. 1990.
55. YONEYAMA T, DOI H, HAMAEAKA H, OKAMOTO Y, MOGI M, MIURA F. Super-elasticity and thermal behavior of Ni-Ti alloy orthodontic archwires. *Dent. Mater. J.* 11(1):1-10, Jun. 1992.
56. GEOFFREY, ROBERT STANTON. A Comparison of the Tensile Properties of Nickel Titanium Orthodontic wires. *Tesis de Maestría. Dental Science.* University Sydney – Australia. 1995.

57. GIL BOSSY F. J. Caracterización microestructural y mecánica de alambres de ortodoncia Ni-Ti-Cu con superelasticidad. *Revista Iberoamericana de Ortodoncia*; 17(1): 9-18. Enero-junio. 1998.
58. MOORE F; WATTS J; HOOD J; BURRIT D. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *European Journal of Orthodontics*. 21: 249-261. 1999.
59. SANTORO M.; NICOLAY O.; CANGIALOSI T. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nikel-titanium alloy: a clinically oriented review. Part 1: Temperature transitional ranges. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*; 119(6):587-593. Junio. 2001.
60. CAMPISTA CELSO DE SAULES. Comportamiento mecánico de ligas con efecto memoria. Tesis de Maestría. Ciencias en Ingienería, Metalúrgia y Materiales. Universidad Federal de Rio de Janeiro, RJ – Brazil. Marzo. 2005.
61. Whitley J, Kusy R. Resistance to sliding of titanium brackets tested against stainless steel and beta-titanium archwires with second-order angulation in the dry and wet states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007; 131: 400-11.
62. Gonzalo Uribe, op.cit, página 241
63. Ibid, página 241
64. Ibid, página 241
65. Farnaz P, Rock WP. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. *European Journal of Orthodontics*. 2003; 25: 417-421.

66. Wilkinson P, Dysart P, Hood J, Herbison P. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002; 121: 483-495.
67. Neyman A, Olszewski O. Research on fretting wear dependence of hardness ratio and friction coefficient of fretted couple. *Wear.* 1993; 102-104: 939-943.
68. Quincoces Riesco I. Características de los materiales utilizados en ortodoncia. Tesina de licenciatura. Universidad Complutense de Madrid. España, 1997.
69. Gonzalo Uribe, op.cit, página 242
70. Primak O, Klocke A, Kahl-Nieke B, Epple M. Fatigue of orthodontic nickel-titanium (NiTi) wires in different fluids under constant mechanical stress. *Materials Science and Engineering A.* 2004; 378: 110-114.
71. Paton A, Casey Neil, Fairbairn J, Banks W. Advances in the fatigue assessment of wire ropes. *Ocean Engineering.* 2002; 28: 491-518.
72. Eggeler G, Hornbogen E, Yawny A, Heckmann A, Wagner M. Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. *Materials Science and Engineering A.* 2004; 378: 24-33.
73. Nakano H, Satoh K, Norris R, Jin T, Kamegai T, Isshikawa F, Katsura H. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 1999; 115: 390-394.

74. Mallory CD, Jeryl D, Powers MJ, Brantley WA, Bussa HI. Force/ deflection comparison of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004; 126: 110-112.
75. Filleul M, Jordan L. Torsional properties of Ni-Ti and cooper NiTi wires: the effect of temperature on physical properties. *Eur J Orthod.* 1997; 19: 637-646.
76. Rock WP, Wilson HJ. Forces exerted by orthodontic aligning archwires. *British Journal of Orthodontics.* 15: 255-259.
77. Gonzalo Uribe, op.cit, página 249
78. ensaye e inspeccion de los materiales de ingenieria h.e . DAVIS, g.e . troxell, c.t. wiskocil c«e«c*s>a i
79. <http://www.ortodonciadultos.com/2009/03/las-fuerzas-que-mueven-los-dientes-los-arcos-de-ortodoncia/>
80. Ortega, Manuel R. (1989-2010). *Lecciones de Física (4 volúmenes).* Monytex.
81. Landau & Lifshitz: *Mecánica*, Ed. Reverté, Barcelona, 1991.
82. Zamora Vicente, Alonso (1999). *Historia de la Real Academia Española (1.^a edición).* Madrid: Espasa.

ANEXOS

MATRIZ DE CONSISTENCIA

ANEXO 01. Matriz de consistencia

Problema	Objetivos	Variables	Hipótesis	Muestra	Diseño	Instrumento
Problema general	Objetivo general	Variable de estudio	Ha	Población:	Método:	
Cuáles son los niveles de fuerza y carga deflexión de cuatro tipos de arcos ortodonticos?	Registrar los niveles de fuerza y carga deflexión de cuatro tipos de arcos ortodonticos.	Propiedades mecánicas	Si existe diferencia significativa entre los niveles de carga y deflexión de los 4 tipos de arco ortodontico.	constituida por los arcos ortodonticos de las marcas morelli, orthoclassic, ormco y orthometric	Analítico Nivel de investigación: relacional	
Problema específico	Problema específico	Variable relacional	H0	Muestra:		
1. ¿Cuál es el nivel de fuerza y carga deflexión del arco de NiTi de la marca Morelli?	1. Determinar el nivel de fuerza y carga deflexión del arco de NiTi de la marca Morelli	Tipos de arcos ortodoncicos	No existe diferencia significativa entre los niveles de carga y deflexión de los 4 tipos de arco ortodontico.	Cuatro tipos de arcos ortodonticos de las marcas morelli, orthoclassic, ormco y orthometric. De calibres: 0.14, 0.18, 0.16 x 0.22, 0.17 x0.25	Ficha de observación	
2. ¿Cuál es el nivel de fuerza y carga deflexión del arco NiTi de la marca Orthoclassic?	2. Determinar el nivel de fuerza y carga deflexión del arco NiTi de la marca Orthoclassic					
3. ¿Cuál es el nivel de fuerza y carga deflexión del arco NiTi de la marca Ormco?	3. Determinar el nivel de fuerza y carga deflexión del arco NiTi de la marca Ormco					
4. ¿Cuál es el nivel de fuerza y carga deflexión del arco NiTi de la marca Orthometric?	4. Determinar el nivel de fuerza y carga deflexión del arco NiTi de la marca Orthometric					

ANEXO 2. Ficha de recolección de datos

UNIVERSIDAD DE HUANUCO

Facultad de odontología

HOJA DE RECOLECCION DE DATOS

ANEXO 3. Fotografías



Fig. 01 presentación de la arcos ortodonticos NiTi (orthoclassic, ormco, orthometric y morelli)

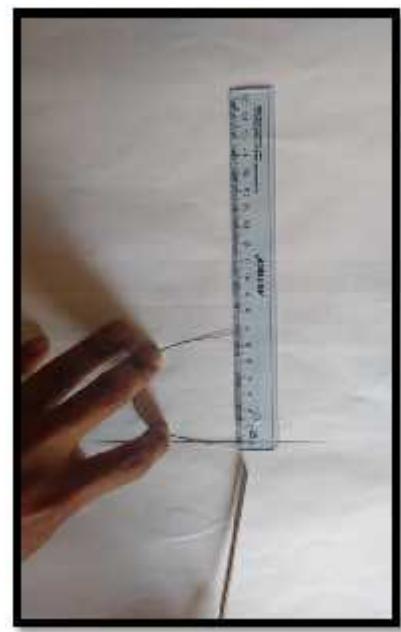


Fig. 02 y 03 arco ortodontico NiTi ormco 16 x 22 deflexión 0 cm.



Fig. 04 arco ortodontico 17 x 25 orthometric
Deflexión 3.2 cm (200 gramos)



Fig.0.5 arco ortodontico 14 othoclassic
deflexión 3 cm (100 gramos)

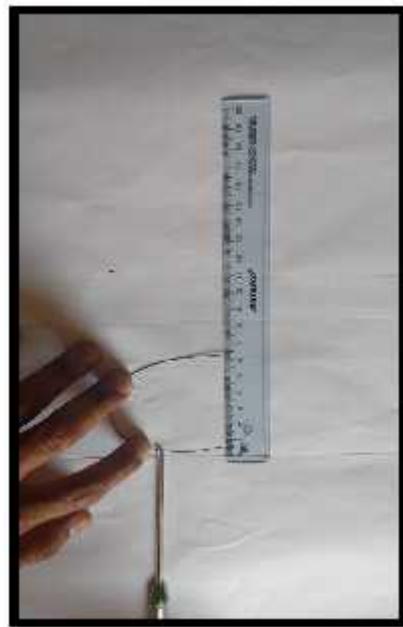


Fig.6 arco ortodontico 17 x 25 morelli Deflexion 0.9 cm (50 gramos)

ANEXO 04. Dinamómetro

Este dispositivo fue inventado por sir Isaac newton (1643 – 1727) a partir de la ley de Hooke, tomando los límites de medición a través de la capacidad de un resorte para estirarse.

Con el muelle resguardado dentro de un cilindro, el dinamómetro suele disponer de un par de ganchos (uno en cada uno de sus puntas). En el cilindro de tipo hueco que se encuentra alrededor del muelle, por otra parte, aparece la escala con las correspondientes unidades. Cuando se aplica una fuerza en el gancho que se encuentra del lado exterior, el cursor de dicho extremo se moviliza sobre la escala y señala en valor.

