

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO

Colegio de Postgrado

Estudio comparativo in vitro de la deformación plástica de alambres de níquel titanio redondos de diferentes calibres y marcas comerciales utilizados en ortodoncia

ELEONORA GÓMEZ PIÑA

Tesis de grado presentada como requisito para la obtención del título de
Especialista en Ortodoncia

Quito, enero de 2009

Universidad San Francisco de Quito

Colegio de Postgrado

HOJA DE APROBACIÓN DE TESIS

Título de Tesis: Estudio comparativo in vitro de la deformación plástica de alambres de níquel titanio redondos de diferentes calibres y marcas comerciales utilizados en ortodoncia

ELEONORA GÓMEZ PIÑA

Carlos Meneses

Director de tesis

Carolina Dueñas

Miembro del comité de tesis

Lucía Mesías

Miembro del comité de tesis

María Dolores Villacres

Miembro de comité de tesis

Gerson Cabezas

Director del Postgrado de Ortodoncia

Mauricio Tinajero

Director del programa de

Especialidades Odontológicas

Enrique Noboa

Decano del Colegio de Ciencias de la Salud

Victor Viteri Breedy, Ph.D.

Decano del Colegio de Postgrados

Quito, enero 2009

DEDICATORIA

A Dios y a la Virgen María.

A mi familia, en especial a mi madre, mi padre y a mi hermana, quienes han sido pilar, base, impulso y apoyo en mi formación como persona y profesional.

AGRADECIMIENTO

A Dios y a la Virgen María, por todas las bendiciones y talentos que he recibido de ellos.

A mi admirable madre, por ser mi mayor ejemplo a seguir como profesional, pero sobretodo como mujer y persona.

A mi hermana, por haber sido un apoyo incondicional durante el desarrollo de mis estudios de postgrado.

Al Dr. Gerson Cabezas, por todos sus sabios consejos y generosidad al compartir sus conocimientos necesarios para la culminación de la especialidad de ortodoncia.

Al Dr. Carlos Meneses, por dedicar parte de su tiempo para ofrecerme su ayuda y asesoría en la realización de este trabajo.

A todos los Profesores del Postgrado de Ortodoncia, por haber impartido todos sus conocimientos de manera desinteresada.

RESUMEN

Los arcos de níquel titanio son ampliamente aceptados en la actualidad por gran cantidad de ortodoncistas, gracias a su excelente propiedad de elasticidad. Dicha propiedad puede verse alterada al aumentar la cantidad de deflexión del alambre, por el calibre del mismo y por la calidad del alambre según la marca comercial. Se realizó un estudio comparativo in vitro de alambres de níquel titanio superiores redondos de forma ovalada de calibres 0.014" y 0.018" de tres marcas comerciales, los cuales fueron colocados y ligados a un modelo superior con apiñamiento severo, sumergidos en saliva artificial a temperatura corporal de 37°C por un periodo de 15 días. La finalidad de este estudio es determinar la cantidad de deformación plástica de los alambres de níquel titanio convencionales con el objetivo de establecer cuál marca comercial ofrece las mejores propiedades de elasticidad y su vez comparar si hay diferencia entre la deformación plástica de un calibre y otro. De acuerdo a los resultados obtenidos la marca American Orthodontics, y los alambres de calibre 0.018" presentaron mayor cantidad de deformación aunque esta diferencia no fue estadísticamente significativa.

ABSTRACT

The arches of nickel titanium are widely accepted at present by large numbers of orthodontists, thanks to its excellent properties of springback. Such property can be altered to increase the amount of deflection of the wire, by the size of it and for the quality of the wire under the brand name. A comparative study in vitro of nickel titanium wire round oval higher caliber of 0.014 "and 0.018" three trademarks respectively, which were placed and linked to a higher model with severe crowding, immersed in artificial saliva at room temperature Body of 37 ° C for a period of 15 days. The purpose of this study is to determine the amount of plastic deformation of the nickel titanium wire conventional with the aim of establishing brand name which offers the best properties of these wires and springback of his time to compare if there is a difference between the deformation plastic with a caliber and another. According to the results mark the American Orthodontics and wire gauge 0.018 "showed more deformation although this difference was not significant.

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.....	3
2.1. ELEMENTOS ACTIVOS EN ORTODONCIA.....	3
2.2. TRATAMIENTOS TÉRMICOS.....	5
2.2.1. Templado.....	5
2.2.1.1. Austenita.....	5
2.2.1.2. Martensita.....	5
2.3. CARACTERÍSTICAS EXTRÍNSECAS Y FÍSICAS DE LOS ALAMBRES METÁLICOS.....	5
2.3.1. Límite proporcional elástico.....	7
2.3.2. Límite elástico aparente.....	7
2.3.3. Punto de carga cíclica arbitraria.....	8
2.3.4. Punto de ruptura.....	8
2.4. CARÁCTERÍSTICAS INTRÍNSECAS DE LOS ALAMBRES DE ORTODONCIA.....	9
2.4.1. Tensión o esfuerzo.....	10
2.4.2. Deformación.....	10
2.4.3. Ley de Hook.....	10

2.4.4. Módulo de elasticidad.....	11
2.4.5. Módulo de resiliencia.....	11
2.4.6. Dureza.....	12
2.4.7. Módulo de dureza.....	12
2.5. PROPIEDADES ELÁSTICAS BÁSICAS DE LOS ALAMBRES.....	13
2.5.1. Rigidez.....	13
2.5.2. Amplitud o rango de trabajo.....	14
2.5.3. Resistencia.....	14
2.5.4. Límite elástico.....	14
2.5.5. Límite proporcional.....	15
2.5.6. Límite de elasticidad.....	16
2.5.7. Tenacidad.....	16
2.5.8. Moldeabilidad.....	16
2.6. OTRAS PROPIEDADES DE LOS ALAMBRES.....	17
2.6.1. Biocompatibilidad.....	17
2.6.2. Estabilidad ambiental.....	17
2.6.3. Posibilidad de ser soldado.....	17
2.6.4. Fricción.....	17

2.7. PROPIEDADES DEL ALAMBRE IDEAL.....	18
2.8. DETERMINANTES DE LAS CARACTERÍSTICAS DE LOS ALAMBRES.....	18
2.8.1. Diámetro.....	19
2.8.2. Longitud del tramo.....	19
2.8.3. Forma de la sección transversal.....	20
2.8.3.1. Altura.....	20
2.8.3.2. Profundidad.....	20
2.9. FACTORES QUE AFECTAN LA RIGIDEZ, LA RESISTENCIA Y EL RANGO DE TRABAJO DE UN ALAMBRE.....	21
2.9.1. Distancia interbracket e intrabacket.....	21
2.9.2. Forma del alambre.....	21
2.9.3. El proceso de fabricación del alambre.....	21
2.10. ALEACIONES DE ALAMBRES DE ORTODONCIA.....	22
2.10.1. Aleaciones de oro.....	24
2.10.2. Aleaciones de acero inoxidable.....	24
2.10.3. Aleaciones cromo-cobalto.....	26
2.10.3.1. Clasificación de las aleaciones de cromo-cobalto.....	27
2.10.4. Aleaciones de titanio.....	27
2.10.4.1. Aleaciones de beta titanio (TMA).....	28

2.10.4.2. Aleaciones de níquel titanio.....	29
2.10.4.3. Aleaciones de cobre níquel titanio (cooper ni-ti).....	36
3. OBJETIVOS.....	37
3.1. Objetivo general.....	37
3.2. Objetivos específicos.....	37
4. HIPÓTESIS.....	38
5. MATERIALES Y MÉTODOS.....	38
5.1. Diseño de estudio.....	38
5.2. Muestra.....	39
5.3. Método.....	39
5.4. Recolección de datos.....	46
6.RESULTADOS.....	47
6.1.Datos obtenidos.....	47
6.2. Análisis estadístico de datos.....	47
7. DISCUSIÓN.....	54
8. CONCLUSIÓN.....	57
9. RECOMENDACIONES.....	58
BIBLIOGRAFÍA.....	59

LISTA DE FIGURAS

Fig.1.Gráfica de curva que relaciona la fuerza con la deflexión.....	6
Fig.2.Límite proporcional o límite elástico.....	7
Fig.3.Límite elástico aparente.....	8
Fig.4.Punto de carga clínica arbitraria.....	8
Fig.5.Punto de ruptura.....	9
Fig.6.Gráfica de curva tensión/deformación.....	9
Fig.7.Puntos de la curva tensión deformación.....	10
Fig.8.Relación constante entre la tensión y la deformación (ley de Hook).....	11
Fig.9.Relación constante entre la tensión y la deformación (resiliencia).....	12
Fig.10.Módulo de dureza.....	13
Fig.11.Límite proporcional.....	15
Fig.12.Curva tensión deformación con área de tenacidad de un alambre.....	16
Fig.13.Distancia interbrackets gemelos y anchos.....	21
Fig.14.Características de las aleaciones de acero inoxidable.....	25
Fig.15.Características de las aleaciones de cromo cobalto.....	27
Fig.16.Características de las aleaciones de beta titanio.....	29
Fig.17.Ordenamiento cúbico centrado. Fase austenítica.....	30

Fig.18.Red hexagonal. Fase martensítica.....	31
Fig.19.Referencia de uso de arcos de acuerdo a la maloclusión.....	32
Fig.20.Características de las aleaciones de níquel titanio.....	34
Fig.21.Curva tensión deformación de dos alambres de ortodoncia de acero inoxidable y níquel titanio de calibre 0.017”x0.025” respectivamente.....	35
Fig.22.Forma ovalada de arco.....	39
Fig.23.Modelo superior con apiñamiento severo.....	40
Fig.24.Saliva artificial.....	40
Fig.25.Treinta copias de modelos de yeso tipo IV blanco de ortodoncia, iguales.....	41
Fig.26.Modelo superior. Midiendo el apiñamiento en el diente más palatinizado.....	42
Fig.27.Bracket edgewise slot 0.018”.....	42
Fig.28.Pegamento UHU.....	42
Fig.29.Cementado de brackets.....	42
Fig.30.Medición de la corona clínica de los dientes en el modelo.....	43
Fig.31.Módulos elastoméricos Ortho Organizer y pinza Matews.....	43
Fig.32.Colocación y ligado de arcos de níquel titanio en los modelos superiores.....	43
Fig.33.Treinta modelos introducidos en saliva artificial en envases de plástico.....	44
Fig.34.Horno de luz ultravioleta donde se introdujo la muestra.....	44
Fig.35.Marca en el alambre prueba de color rojo una vez colocado en el modelo.....	45

Fig.36. Plantilla de Korkhaus.....	45
Fig.37.Comparación y medición de los alambres de prueba con los alambres control en la plantilla de Korkhaus.....	45
Fig.38. Tabla de recolección de datos.....	46
Fig.39. Recolección de los alambres deformados.	46
Fig.40.Gráfica de distribución de la cantidad total de la deformación plástica de los alambres de calibre 0.014” de las tres marcas comerciales.....	50
Fig.41.Gráfica de distribución de la cantidad total de la deformación plástica de lo alambres de calibre 0.018” de las tres marcas comerciales.....	50
Fig.42.Gráfica de distribución de la cantidad total de la deformación plástica de los alambres de calibres 0.014” y 0.018”.....	51
Fig.43. Gráfico de cajas comparativo entre las tres marcas comerciales de los alambres de calibre 0.014”.....	52
Fig.44. Gráfico de cajas comparativo entre las tres marcas comerciales de los alambres de calibre 0.018”.....	53
Fig.45.Gráfico de cajas comparativo entre los alambres de calibre 0.014” y 0.018”.....	54

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Resultados de la cantidad total de deformación plástica de alambres de calibre 0.014” de las tres marcas comerciales y significancia estadística de cada una.....	48
Tabla 2. Resultados de la cantidad total de deformación plástica de alambres de calibre 0.018” de las tres marcas comerciales y significancia estadística de cada una.....	48
Tabla 3. Comparación entre la cantidad total de deformación plástica de los alambres de calibre 0.014” y 0.018” y la significancia estadística entre los dos calibres.....	49
Tabla 4. Resultados de pruebas no paramétricas del rango promedio de la cantidad total de deformación plástica entre las tres marcas comerciales de los alambres de calibre 0.014”.....	51
Tabla 5. Resultados de pruebas no paramétricas del rango promedio de la cantidad total de deformación plástica entre las tres marcas comerciales de los alambres de calibre 0.018”.....	52
Tabla 6. Resultado de pruebas no paramétricas del rango promedio de la cantidad total de deformación plástica entre los calibres 0.014” y 0.018”.....	53

1. INTRODUCCIÓN

Los especialistas en ortodoncia necesitan una variedad de dispositivos, constituidos por muchos materiales diferentes, que deben ser en lo posible inocuos. Aunque en cierta medida los problemas generados por los materiales ortodóncicos son similares a los planteados por los materiales odontológicos en general, los primeros merecen un abordaje más específico y diferenciado. ⁽²²⁾.

Los biomateriales deben cumplir con los siguientes requisitos: 1) Atóxicos, 2) resistentes, 3) estabilidad hidrolítica, 4) alta pureza, 5) calidad reproducible, y 6) que sean esterilizables. ⁽²²⁾. Específicamente los alambres utilizados en ortodoncia deben tener las siguientes características: 1) Atóxicos y biocompatibles, 2) resistentes a la corrosión, 3) soldables por soldadura eléctrica, 4) de baja fricción y 5) de dimensiones exactas. ⁽⁶¹⁾

Hoy en día los profesionales deben tener un conocimiento mucho mayor sobre temas como la biocompatibilidad, un conjunto de dispositivos más poderosos y sofisticados y los mejores materiales. De la igual forma, los científicos especializados en materiales y los ingenieros son cada vez más capaces de diseñar materiales que ofrezcan las propiedades funcionales deseadas. ⁽²²⁾

“El desarrollo de un óptimo y previsible tratamiento de ortodoncia empleando un sistema de fuerzas adecuado, tiene una de sus bases, en el conocimiento de las propiedades de los materiales empleados en dicho tratamiento”. ⁽¹⁴⁾ El análisis de biomecánica de los materiales de ortodoncia ha proporcionado resultados muy variados, aunque algunos estudios se han limitado solo al comportamiento elástico de los mismos. Así mismo, el desarrollo de los materiales se ha basado principalmente en el módulo de elasticidad, el límite proporcional, y a las propiedades que caracterizan el comportamiento elástico. ^(14, 21)

Hasta el comienzo de los años 30, los ortodoncistas utilizaban únicamente los metales nobles, oro, platino, y paladio, en la confección de los alambres de ortodoncia. Desde entonces, con la recesión económica y los altos costos de estos metales, se buscaron materiales alternativos. El acero inoxidable, por su bajo costo y gran tolerancia tisular, fue rápidamente aceptado y adoptado. A partir de ese momento se desarrollaron otras aleaciones en busca de resultados clínicos más fisiológicos y previsibles. ⁽⁶⁹⁾

“Las aleaciones de níquel titanio, han aportado notables avances al campo de la ortodoncia como se conoce hoy día. La importancia de estas aleaciones radicaba en un principio en sus excelentes propiedades elásticas, lo que los hace más resistentes a la deformaciones permanentes”. ⁽⁶²⁾⁽⁶⁹⁾

Ante lo anteriormente expuesto, el siguiente trabajo busca comparar la calidad de alambres de níquel titanio convencionales superiores redondos de forma ovalada, de diferentes calibres y marcas comerciales a través de su deformación plástica al momento de ser colocados y ligados en un modelo superior con apiñamiento severo, sumergidos en saliva artificial a 37°C, para simular lo mejor posible a un medio ambiente bucal, durante 15 días que es el período de tiempo mínimo que tarda en realizarse un control en el tratamiento de ortodóncia. ⁽⁴⁴⁾

2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

2.1. ELEMENTOS ACTIVOS EN ORTODONCIA

Las fuerzas que hacen que los dientes se muevan durante el tratamiento de ortodóncia provienen, del paciente (fuerzas funcionales, hábitos, etc.) o del ortodoncista o cuando el paciente activa los componentes del aparato ortodóncico. La misión de estos componentes es, básicamente, almacenar la fuerza que se les introduce al activarlos, y liberarla posteriormente de un modo determinado sobre los dientes, y estimular, de esta manera, los cambios hísticos que permiten el movimiento dentario. A estos componentes se les llama en conjunto, elementos activos. Son elementos con propiedades elásticas que proporcionan la capacidad de almacenamiento y liberación de fuerzas cuya selección y diseño, permite, controlar las características de las fuerzas que se aplican sobre los dientes.⁽¹¹⁾

El desarrollo de un óptimo y predecible sistema de fuerzas es determinado por el conocimiento de la biomecánica y los materiales empleados y su interacción entre ellos. Así podemos regular la intensidad y la dirección de las fuerzas. Por el material, pueden ser clasificados en dos grupos:^(11, 21, 45)

- Polímeros: En este grupo se encuentran los elásticos de caucho, que son llamados elásticos, y los materiales elastoméricos. Estos se hayan en varias presentaciones.⁽⁶⁹⁾

- Metales: Abarca todos los alambres para la confección de los arcos y todos los componentes de los aparatos ortodóncicos y los resortes.⁽⁶⁹⁾

“El metal, como el elemento químico que, en solución, forma iones positivos, generalmente presenta constitución sólida en temperatura ambiente, superficie lisa y pulida y conduce de manera aceptable el calor y la electricidad”.⁽⁶⁹⁾

“Los átomos de los metales se organizan en forma de malla cristalina, es decir, un arreglo espacial de manera que todo átomo esté localizado de forma semejante en relación

a todos los demás. La malla cristalina de la mayor parte de los metales utilizados en ortodoncia, tienen la forma de cubo, y puede presentar características de cubo simple, cubo de cuerpo centrado (cuando un átomo se posiciona en el centro del cubo) o cubo de cara centrada (un átomo en el centro de cada cara)".⁽⁶⁹⁾

Éstos átomos de malla cristalina están unidos entre si por la fuerza de atracción proporcionada por la nube de electrones que circunda alrededor de los iones positivos. Esta unión es llamada unión metálica.⁽⁶⁹⁾

El metal al ser sometido a altas temperaturas y por tanto en estado líquido, presenta un conjunto de átomos y moléculas en forma desordenada. A medida que la temperatura baja, núcleos de solidificación o de cristalización surgen y el sólido se forma con los cristales orientados en diferentes direcciones. El trefilado o laminado de un alambre sin calentamiento previo supone una conformación en frío, durante la que se modifica la distribución de los átomos del metal. La dureza y resistencia de un alambre están determinadas por el grado de desorden en que se encuentran los átomos.^(61, 69)

Los metales trabajados son los que forman los alambres ortodóncicos, los cuales se obtienen de metal fundido que es sometido a estiramiento por fuerzas traccionales. Estos alambres están formados en su mayor parte, por aleaciones metálicas, esto es la unión de dos o más metales.⁽⁶⁹⁾

2.2. TRATAMIENTOS TÉRMICOS

2.2.1. Templado:

Es un tipo de tratamiento que cambia las propiedades físicas intrínsecas de un metal y lo transforma en otro que tiene condiciones clínicas más favorables. Las dos fases más importantes son: ⁽⁶⁸⁾

2.2.1.1. Austenita

“Son estructuras cristalinas que tienden a ser suaves y dúctiles. Requieren 750° a 800°C de temperatura, hasta que se descomponga el carburo”. ⁽⁶⁸⁾

2.2.1.2. Martensita

En esta fase las estructuras cristalinas tienen la tendencia a ser duras y quebradizas. Necesitan de 250°C a 300°C de temperatura. ⁽⁶⁸⁾.

2.3. CARACTERÍSTICAS EXTRÍNSECAS Y FÍSICAS DE LOS ALAMBRES METÁLICOS

En ingeniería y en ortodoncia, se emplea la **curva carga/deflexión** para estudiar el comportamiento y las características de los alambres. (Fig. 1) El diagrama resultante es básico para entender las diferencias y los cambios estructurales que se producen en un mismo material sometido a diferentes cargas o para conocer las que hay entre distintos materiales. ⁽⁶⁸⁾.

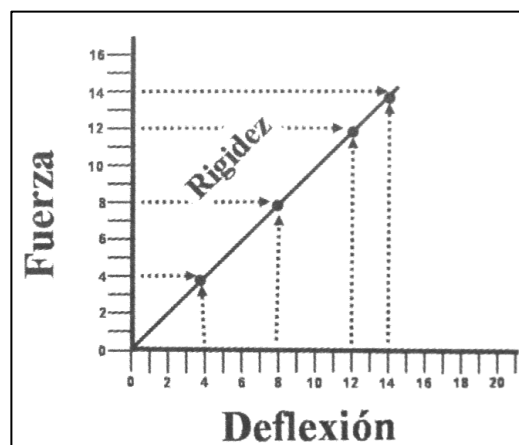


Fig. 1. Gráfica de curva que relaciona la fuerza con la deflexión. ⁽⁶⁸⁾

La relación entre la carga y la deflexión es directamente proporcional, es decir, por cada unidad de fuerza hay una unidad de deflexión del alambre. Este comportamiento se mantiene hasta un punto de la curva llamado **límite proporcional o límite elástico**. En este punto, si se suspende la fuerza, el alambre retorna a su forma original en un ciento por ciento, sin deformarse. ⁽⁶⁸⁾.

Una fuerza externa (estrés o carga), produce una deformación que puede ser, tomando en cuenta el modo en que las partículas estructurales modifican sus relaciones: extensional, compresiva o de deslizamiento. Estas deformaciones pueden no ser visibles. Cuando se retira la carga, el material puede volver a su situación inicial pasiva. Se habla entonces de **comportamiento elástico** en contraposición al comportamiento inelástico o **deformación plástica**, que tiene lugar si no regresa, parcial o totalmente, a la configuración pasiva inicial. ⁽¹¹⁾.

2.3.1. Límite proporcional o elástico

En la gráfica de fuerza/deflexión, es la porción diagonal de la curva, si se excede este punto con la fuerza, el alambre comienza a dañarse permanentemente, ya que dicha fuerza y la deformación no son directamente proporcionales, por consiguiente se producirá mayor deformación por cada unidad de fuerza. (Fig. 2). ⁽⁶⁸⁾.

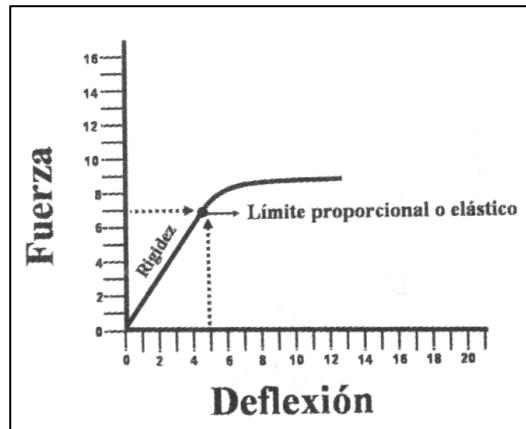


Fig. 2. Límite proporcional o límite elástico ⁽⁶⁸⁾

2.3.2. Límite elástico aparente

En la gráfica fuerza/deflexión, el límite elástico, corresponde al punto de la curva en el cual el alambre sufre una deformación de 0.01%. Dicho punto no tiene importancia, ya que los alambres empleados en ortodoncia tienen un diámetro muy pequeño y son fácilmente intercambiables. (Fig. 3). ⁽⁶⁸⁾.

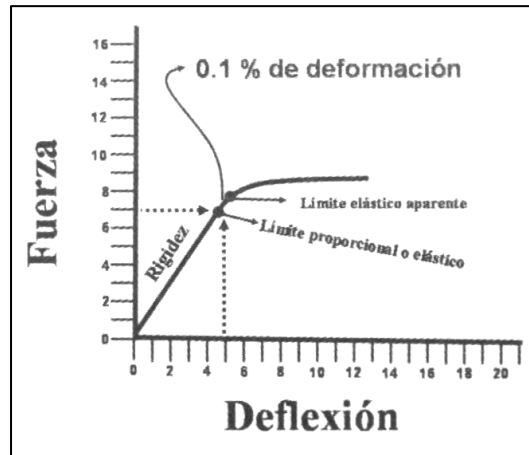


Fig. 3. Límite elástico aparente ⁽⁶⁸⁾

2.3.3. Punto de carga cíclica arbitraria

Desde este punto el alambre comienza a ser inestable y puede dañarse irreversiblemente. (Fig. 4). ⁽⁶⁸⁾

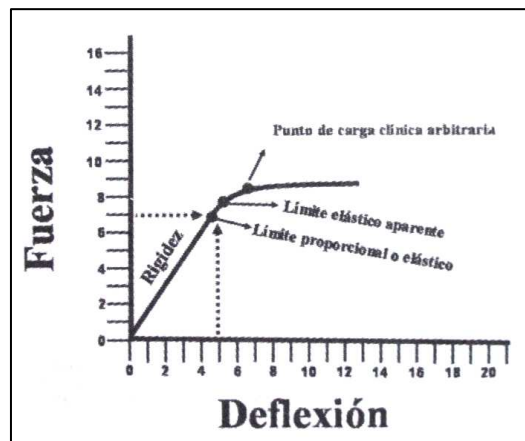


Fig. 4. Punto de carga cíclica arbitraria ⁽⁶⁸⁾

2.3.4. Punto de ruptura

En este punto el alambre no resiste más la carga y la deformación y como consecuencia se quiebra. El rango comprendido entre el límite elástico aparente y el punto de carga cíclica arbitraria corresponde al empleado en ortodoncia cuando se confeccionan dobles permanentes en los alambres. (Fig. 5). ⁽⁶⁸⁾

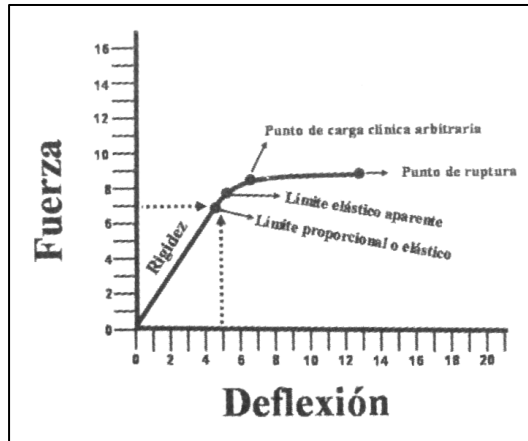


Fig. 5. Punto de ruptura ⁽⁶⁸⁾

2.4. CARÁCTERÍSTICAS INTRÍNSECAS DE LOS ALAMBRES DE ORTODONCIA

El comportamiento elástico interno de un material, cuando se le aplica una carga externa, se define en función de la respuesta en la curva **tensión/deformación**. Para conocer y estudiar los fenómenos que se presentan en el interior de los alambres se utiliza un modelo similar al de **carga/deflexión**, pero con base en dos parámetros distintos, en lugar de carga se utiliza la **tensión o esfuerzo** y en vez de **deflexión** se utiliza la **deformación**. (Fig. 6 y 7). ⁽⁶⁸⁾

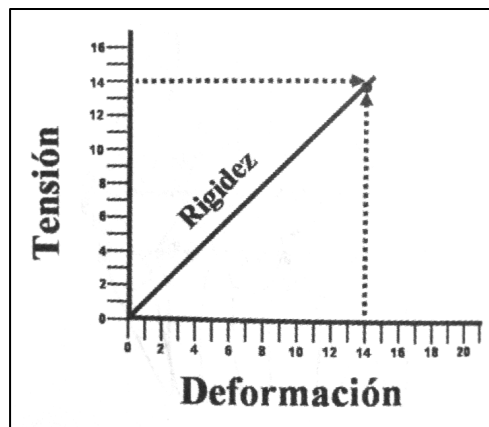


Fig. 6. Gráfica de la curva tensión/deformación ⁽⁶⁸⁾

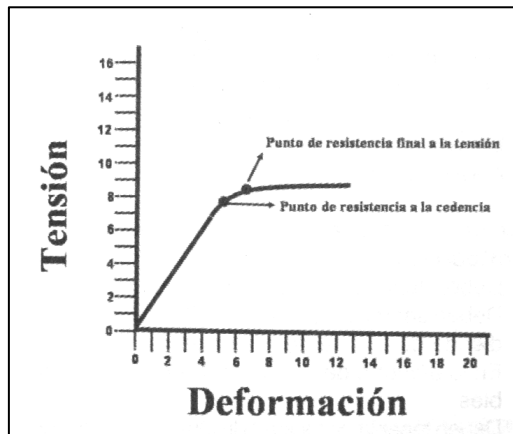


Fig. 7. Puntos de la curva tensión deformación. En esta gráfica se representa el punto de resistencia final a la tensión que indica la máxima carga que un alambre puede soportar y al mismo tiempo, la fuerza máxima que puede producir. El punto de resistencia a la cedencia es el límite elástico. ⁽⁶⁸⁾

2.4.1. Tensión o esfuerzo

Se denomina tensión o esfuerzo a la distribución interna de la carga, y se define en términos de fuerza por unidad de área o superficie. Se mide en pascales (N/m²) y se representa con letra (d) ⁽⁶⁸⁾.

2.4.2. Deformación

“Se llama deformación a la distorsión interna producida por la carga definida en términos de desviación por unidad de longitud. Se representa por medio de la letra **épsilon** (e). $e = d / \text{longitud del alambre}$ ”. ⁽⁶⁸⁾

2.4.3. Ley de Hook

“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.” (Fig. 8). ⁽⁶⁸⁾

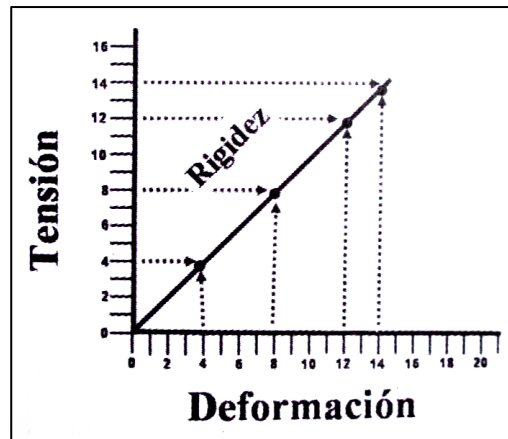


Fig. 8. Relación constante entre la tensión y la deformación (Ley de Hook).⁽⁶⁸⁾

2.4.4. Módulo de elasticidad

También llamado módulo de Young. Es la relación entre tensión y deformación en cualquier punto de la recta (Fig. 8) (módulo de elasticidad = tensión entre deformación hasta el límite de elasticidad (LE)). El módulo de elasticidad define la rigidez o elasticidad de un alambre. Aleaciones con la porción recta del gráfico más vertical (alto módulo de elasticidad) son **rígidas**, y las que poseen bajo módulo de elasticidad (porción recta del gráfico mas horizontal) serán más **elásticas**⁽⁶⁹⁾

2.4.5. Módulo de resiliencia

El módulo de resiliencia, es cuantitativamente, el área existente por debajo del diagrama de carga deflexión hasta el límite elástico o proporcional. (Fig. 9)⁽¹¹⁾

La resiliencia, por definición, es “la energía que es capaz de almacenar el material antes de que se produzcan en él deformaciones de tipo permanente”. Es la cantidad de energía absorbida por un alambre ortodóncico hasta el límite de elasticidad^(13, 52, 53, 69).

Kapila y Sachdeva en 1989 ⁽³⁰⁾ determinaron al módulo de resiliencia como aquella propiedad que muestra la capacidad de trabajo que tiene un alambre para mover un diente. Lo ideal serían los alambres de alta resiliencia, capaces de absorber gran cantidad de energía, que se disipara de forma lenta y paulatina ⁽⁶⁹⁾.



Fig. 9. Relación constante entre la tensión y la deformación. ⁽⁶⁸⁾

2.4.6. Dureza

Es la medida de la máxima carga que puede aceptar determinado material antes de deformarse permanentemente o romperse. ⁽¹¹⁾

2.4.7. Módulo de dureza

“Es el área por debajo de la línea tensión/deformación hasta el punto de fractura o ruptura”, abarca el área de la resiliencia y la moldeabilidad. (Fig. 10) ⁽⁶⁸⁾

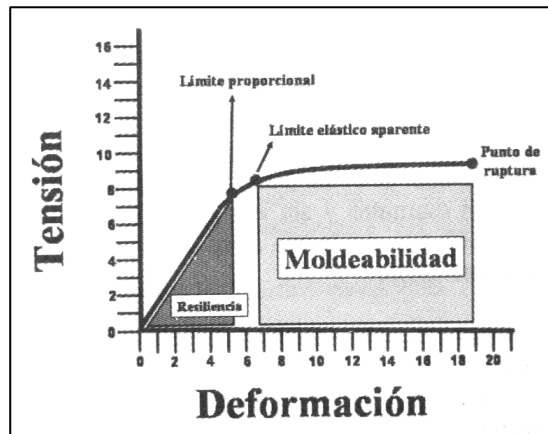


Fig. 10. Módulo de dureza ⁽⁶⁸⁾

2.5. PROPIEDADES ELÁSTICAS BÁSICAS DE LOS ALAMBRES:

Elasticidad es la propiedad de un material que le permite, cuando es deformado por una carga, recuperar su forma inicial. Para describir las fuerzas de un mecanismo elástico deben medirse algunas características: ⁽⁶⁶⁾

2.5.1. Rigidez:

Es una relación de fuerza distancia que mide la resistencia a la deformación. Se expresa como la cantidad de fuerza necesaria para ejercer un determinado tipo de deformación a una determinada distancia en cierto material. Resistencia que posee un alambre a ser deformado ^(11, 37).

O'Brien ⁽⁴⁶⁾ ha definido rigidez como la pendiente de la línea recta en una parcela de flexión o como de la cantidad de fuerza necesaria por unidad de activación. Algunos factores que afectan a la rigidez del alambre son el material, la dureza, el estado de tratamiento térmico, el tamaño y la forma de la sección transversal. La rigidez del alambre también se ve afectada por la distancia interbracket, la longitud de alambre, y la incorporación de loops. ^(1, 2, 29, 30, 66)

La rigidez determina la proporción de la fuerza de un alambre, pero a su vez no indica la cantidad exacta de fuerza, ni la distancia que puede desplazar. ⁽⁶⁸⁾

2.5.2. Amplitud o rango de trabajo

Thurrow en 1.982 ⁽⁶⁶⁾ definió “amplitud de trabajo como una medición lineal de la distancia a la que puede ser deformado un material sin exceder su límite de elasticidad”. ⁽⁶⁾

Es la distancia en línea recta a la que puede ser deformado un alambre sin que esta deformación sea permanente. ⁽⁶³⁾

2.5.3. Resistencia

“Es la capacidad de un alambre de soportar una carga que lo deforma sin exceder el límite de deformación plástica. También es la máxima carga que un alambre puede entregar hasta el límite que permite el material. La resistencia depende de la rigidez y del rango de trabajo”. ⁽⁶⁸⁾.

2.5.4. Límite elástico:

Es la mayor tensión a la que un alambre ortodóncico puede someterse y tener solamente deformaciones elásticas. ⁽⁶⁹⁾

Es la tensión que puede ser aplicada a un material antes de que este se deforme permanentemente, es decir que el material volverá a la forma original al eliminarse la fuerza aplicada sobre él. ^(37, 53)

El alambre ortodóncico ideal debería tener alto límite elástico, para poder soportar una gran tensión sin deformarse irreversiblemente. ⁽⁶⁹⁾

La unidad usual para el límite de elasticidad es el p.s.i. (libras por pulgada cuadrada).⁽⁶⁹⁾

2.5.5. Límite proporcional

Es aquel límite en el cual ante una determinada tensión hay una determinada deformación permanente.^(37, 54, 68)

La deformación es directamente proporcional a la carga hasta un determinado punto, llamado límite proporcional. A partir del límite proporcional, la deformación que sufre el material no es proporcional a la carga, por lo que termina cuando se rompe el material. (Fig.11).⁽¹¹⁾

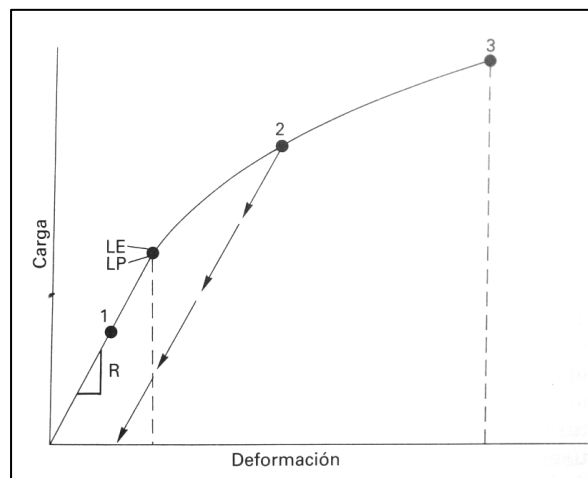


Fig .11. La deformación es directamente proporcional a la carga hasta un punto que es llamado límite proporcional (LP). Desde allí, la deformación es mayor que la que corresponde a los incrementos de carga, por la presencia de deformación plástica del material. El límite elástico (LE) es el último punto a partir del cual el alambre podría recuperar completamente su forma inicial si se retira la carga. A partir de este punto quedaría cierta deformación residual. Así desde el punto 1, la recuperación sería total, mientras que desde el 2 no se volvería a la disposición inicial. El punto 3 es el punto de rotura o ruptura.⁽¹¹⁾

2.5.6. Límite de elasticidad:

“Es el punto en el que existe una deformación permanente del 0.1% en el alambre”.⁽⁶⁸⁾

Según Phillips⁽⁵²⁾ el término de límite de elasticidad y límite de proporcionalidad pueden ser referidos de la misma manera, ya que sus valores están muy cercanos.

2.5.7. Tenacidad:

La tenacidad indica la dificultad de fracturar el alambre ortodóncico (o la energía total necesaria para fracturar el alambre) y su valor corresponde a toda el área bajo la curva tensión deformación desde cero hasta el punto RF (punto de fractura) (Fig. 12).⁽⁶⁹⁾

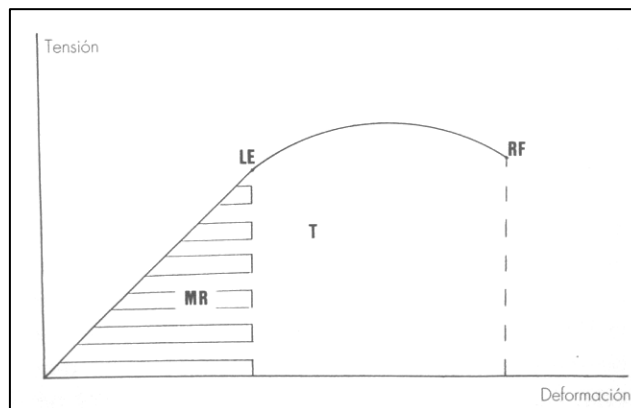


Fig. 12. Curva tensión deformación con representación del área de tenacidad de un alambre (T)⁽⁶⁹⁾

2.5.8. Moldeabilidad:

Proffit⁽⁵³⁾ describe esta propiedad como “la cantidad de deformación permanente que puede soportar un alambre antes de romperse”. A esta propiedad también se le conoce como tenacidad y expresa la dificultad de romper un material. (Fig. 10).⁽⁵³⁾

Kapila y Sachdeva ⁽³⁰⁾, consideran la moldeabilidad desde el punto de vista ortodónico como la habilidad que posee un alambre para ser doblado, sin que este se fracture.

2.6. OTRAS PROPIEDADES DE LOS ALAMBRES:

2.6.1. Biocompatibilidad

Reúne las características de resistencia a la corrosión, a las manchas, y tolerancia tisular con relación a los metales que componen el alambre. Así el alambre biocompatible es aquel que no se corroe en el medio bucal y que por su gran estabilidad no libera sustancias que puedan agredir el organismo. ^(30, 69)

2.6.2. Estabilidad ambiental

Esta propiedad es la que asegura que el alambre mantenga sus propiedades después de un largo período de tiempo. Se considera como la resistencia del alambre a la corrosión. ⁽⁶⁸⁾.

2.6.3. Posibilidad de ser soldado

Es la característica que tienen algunos alambres de unirse a otros por medio de soldaduras. ⁽⁶⁸⁾

2.6.4. Fricción

“Es la resistencia al desplazamiento de dos cuerpos que están en contacto”. La fricción es la fuerza que retrasa o impide el deslizamiento de dos objetos en contacto. ^(68, 69)

En el tratamiento de ortodoncia se genera fricción entre el bracket y el alambre, la cual se opondrá al movimiento dentario. ^(11, 18, 64)

2.7. PROPIEDADES DEL ALAMBRE IDEAL:

- Gran resistencia a la fractura
- Debe ser maleable
- Debe ser muy rígido o muy flexible, dependiendo de la fase del tratamiento
- Gran elasticidad
- Debe ser biocompatible y debe tener estabilidad ambiental
- No permitir adhesión de la placa bacteriana. ^(56, 57, 68,)

2.8. DETERMINANTES DE LAS CARACTERÍSTICAS DE LOS ALAMBRES:

Las características dimensionales tienen gran influencia en el comportamiento de los alambres sólidos y en las propiedades como la rigidez, la resistencia y el rango de trabajo, dichas características son el diámetro, la longitud del tramo, forma de la sección trnasversal. (rectangular, cuadrada o redonda). ^(5, 9, 45, 66, 68)

Los alambres que se emplean en el tratamiento de ortodoncia, pueden ser sólidos, con diferentes composiciones, pero también pueden ser el resultado de unir varios alambres sólidos de menor diámetro. La amplitud de trabajo de varios alambres de un

determinado diámetro sería la misma que la de un solo alambre de ese mismo diámetro, mientras que las propiedades de fuerza, y rigidez son aditivas, por consiguiente la fuerza y rigidez resultante sería la suma de todos los alambres que lo integran ^(11, 66)

2.8.1. Diámetro

“Al aumentar la distancia existente entre la parte del alambre que está más alejada del eje neutro del mismo, mayor será la deformación que se produce en él, y mayor será el almacenamiento de la fuerza que alcanza. Esto determina que el rango de trabajo de un alambre sólido, es inversamente proporcional a su diámetro” ⁽¹¹⁾

Al hacer referencia a la rigidez, ésta aumenta 16 veces, al duplicar el diámetro del alambre, por consiguiente esta es la propiedad que más se modifica cuando se cambia el diámetro. ⁽¹¹⁾

Cuando se duplica el diámetro del alambre, también se modifica su fuerza (cantidad de carga que puede resistir un alambre), la cual se incrementa 8 veces. ⁽¹¹⁾

2.8.2. Longitud del tramo

La longitud del tramo afecta las propiedades elásticas del alambre, independientemente de la disposición del tramo, por consiguiente estas características se consideran independientes una de la otra. ⁽¹¹⁾

“La rigidez es inversamente proporcional al cubo de la longitud”. “El rango de trabajo es proporcional al cuadrado de la longitud” ⁽¹¹⁾

“La fuerza es inversamente proporcional a la longitud”. Esta característica se ve influenciada por la distancia que haya entre dos dientes vecinos, y por la distancia interbracket de dientes vecinos, lo cual altera el momento de flexión del alambre y su

amplitud de trabajo. Es decir al limitar la longitud del tramo, se produce una alteración en las propiedades elásticas, la rigidez, la fuerza y el rango de trabajo de dicho alambre. ^(11, 23)

2.8.3. Forma de la sección transversal

Cuando se hace referencia a un alambre redondo, la altura y la profundidad son las mismas, y coinciden con el diámetro. En cambio los alambres rectangulares o cuadrados tienen dos dimensiones. ⁽⁶⁸⁾

2.8.3.1. Altura

“La altura del alambre es la dimensión perpendicular al plano de flexión”. ⁽¹¹⁾

“La rigidez es directamente proporcional al cubo de la altura del alambre y la fuerza es proporcional al cuadrado de la altura”. ⁽¹¹⁾

2.8.3.2. Profundidad

“Es la dimensión perpendicular a la altura”. ⁽¹¹⁾

El rango de trabajo de un alambre es inversamente proporcional a la altura del mismo, por consiguiente la profundidad no tiene algún efecto en la amplitud de trabajo. Por el contrario, si tiene efecto sobre la rigidez y la fuerza, que son directamente proporcionales a ella. ⁽¹¹⁾

2.9. FACTORES QUE AFECTAN LA RIGIDEZ, LA RESISTENCIA Y EL RANGO DE RABAJO DE UN ALAMBRE:

2.9.1. Distancia interbracket e intrabacket:

“La distancia intrabacket es el tamaño y el ancho del bracket, el espacio entre sus aletas y la distancia interbracket es la separación que hay entre dos brackets”. (Fig. 13) ⁽⁶⁸⁾

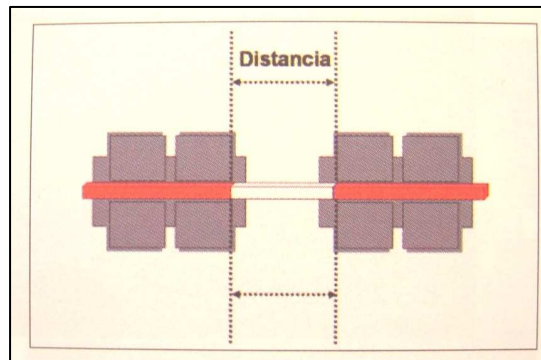


Fig. 13. Distancia interbrackets gemelos y anchos. ⁽⁶⁸⁾

A mayor distancia interbracket, aumenta la longitud del alambre, y disminuye la fuerza, sin embargo, en la actualidad con la existencia de los alambres de níquel titanio, que son tan flexibles, la distancia interbracket no es considerada un factor crítico ⁽²³⁾

2.9.2. Forma del alambre

“Se refiere al diámetro y forma de alambre”. ⁽⁶⁸⁾

2.9.3. El proceso de fabricación del alambre

“La aleación, el módulo de elasticidad, la dureza y el tratamiento térmico, cambian las propiedades físicas del alambre”. ⁽⁶⁸⁾

Es de suma importancia tomar en cuenta que los efectos del medio intrabucal, como el Ph, la flora intraoral, la acumulación de placa bacteriana, pueden alterar las propiedades mecánicas y las características de los alambres. (50, 58, 60, 75)

2.10. ALEACIONES DE ALAMBRES DE ORTODONCIA

Antes de que Angle comenzara su búsqueda de nuevo material, los ortodontistas construían sus implementos con metales nobles y sus aleaciones. Las aleaciones de oro, platino, iridio y plata eran agradables desde el punto de vista estético, y resistentes a la tracción. Estas aleaciones a su vez eran inadecuadas para construcciones y uniones complejas cuando se les usaba en las barras de tracción de la época. En 1.887 Angle intentó reemplazar los metales nobles por la “plata alemana”, pero Farrar condenó el uso de la nueva aleación al descubrir que se coloreaba en la boca. La opción de Farrar fue compartida por muchos y los metales preciosos y el bronce prevalecieron hasta casi la segunda mitad del siglo XX. (22).

Angle, sabía que tenía que preparar la plata alemana “de acuerdo con los usos a los que estaba destinada”. Para obtener las propiedades deseadas en 1.888, Angle modificó la proporción de Cu, Ni y Zn en torno a la composición promedio de la aleación de Neusilber (plata alemana, 65% Cu, 14% de Ni, 21% de Zn) y aplicó operaciones de trabajo en frío para diversos grados de deformación plástica. Como resultado Angle formuló una plata alemana lo bastante elástica como para construir arcos de expansión o lo bastante maleable como para fabricar bandas. Las propiedades mecánicas y químicas de la plata alemana estaban bien por debajo de las demandas modernas. (22).

El material que habría de desplazar verdaderamente a los metales nobles era el acero inoxidable. Sin embargo, en 1.934 Emil Herbst sostenía que el oro era más fuerte que el acero inoxidable en forma de alambre. ⁽²²⁾.

Proffit y Fields, ⁽⁵⁴⁾ señalaron que los alambres de acero eran más rígidos que los de oro por lo tanto recomendaban la utilización de alambres de acero más pequeños (de menor diámetro). ⁽⁵⁵⁾

Hoy en día se dispone de diferentes tipos de materiales en la fabricación de alambres ortodóncicos. Aunque el acero sigue siendo el más utilizado, las posibilidades de selección se han ampliado. ⁽¹¹⁾.

En la actualidad existen cuatro aleaciones disponibles en el mercado, estas son: Acero inoxidable, Cromo cobalto, Titanio (níquel titanio y beta titanio), cada uno de estas con propiedades y características únicas. Clínicamente, no hay un único arco que posea todas las propiedades ideales para todas las fases del tratamiento de ortodoncia. Con una clara comprensión de las características inherentes a cada alambre, el ortodoncista puede seleccionar el que mejor se adapte a las necesidades de cada caso en particular y a la fase del tratamiento. ^(24, 33).

Cuatro tipos básicos de las pruebas de laboratorio (tensión, flexión y torsión) se utilizan normalmente para estudiar las propiedades mecánicas de los alambres de ortodoncia. Aunque estas pruebas no representan una situación clínica real, permiten establecer valores para comparar alambres de la misma o diferente aleación ^(24, 72)

2.10.1. Aleaciones de oro:

Su comportamiento no es demasiado diferente al del acero. Una diferencia es que se endurece más lentamente que el acero, por ello son menos quebradizos y fáciles de conformar. Su módulo de elasticidad es menor que el del acero, por lo que libera fuerzas más ligeras que esta aleación. ⁽¹¹⁾.

2.10.2. Aleaciones de acero inoxidable:

El acero es una aleación de hierro con otros metales, como el carbono, pero este tipo de acero no se usa en ortodoncia porque no resiste la acción de los fluidos bucales. Las aleaciones que soportan la acción de los agentes químicos son llamados aceros inoxidables. ⁽⁴⁰⁾

En el campo odontológico, la aleación de acero inoxidable, fue introducida en el año 1.919 cuando F. Hauptmeyer, odontólogo de la Policlínica Dental Frupp de Alemania, lo utiliza como un material nuevo para confeccionar prótesis. Más adelante en el año 1930, E.H. Angle, lo emplea como alambre de ligadura y desde 1.937 se confirma su valor como material en ortodoncia. ⁽³⁹⁾.

Comenzaron a emplearse en los años 40 y fueron sustituyendo a las aleaciones de oro. Los aceros empleados en ortodoncia pertenecen al grupo de los austeníticos y principalmente, al tipo AISI 302 y 304. Su composición típica contiene, además de hierro, entre 17 y 19% de cromo, 8-10% de níquel, hasta 0,15% de carbono, 2% de manganeso, 1% de silicio y cantidades indiciarias de fósforo y azufre. Esta composición típica sufre diversas variaciones que hacen que puedan existir diferencias entre los procedentes de distintos fabricantes. ^(11, 45, 66).

Las aleaciones llamadas “Súper Aceros” son aquellas que se han desarrollado en los últimos años, en las cuales el contenido de níquel es menor, y se emplean específicamente para la confección de brackets y arcos. ⁽³⁹⁾

Las principales características clínicas de esta aleación son: (Fig.14)

-Son muy rígidos debido a su alto módulo de elasticidad (25.000.000 p.s.i.). ⁽⁶⁹⁾

-Bajo módulo de resiliencia, es decir, los alambres de acero absorben poca energía cuando los comparamos a los alambres ortodóncicos más modernos. ⁽⁶⁹⁾

-Alta tenacidad, los alambres de acero pueden ser doblados con poco riesgo de fracturarse. ⁽⁶⁹⁾

-Las aleaciones de acero son altamente biocompatibles, principalmente por su alta resistencia a la corrosión y a las manchas. ⁽⁶⁹⁾

ALAMBRES DE ACERO INOXIDABLE	Rigidez	Alta
	Flexibilidad	Baja
	Resiliencia	Baja
	Tenacidad	Alta
	Biocompatibilidad	Alta

Fig. 14. Características de las aleaciones de acero inoxidable ⁽⁶⁹⁾

Los arcos de acero inoxidable se han utilizado con éxito en ortodoncia durante muchos años y siguen siendo populares debido a su bajo costo, excelente conformabilidad, y buenas propiedades mecánicas. Aunque el acero inoxidable tiene muchos usos, tiene una rigidez relativamente alta en comparación con los alambres de los nuevos materiales. ⁽²⁴⁾

2.10.3. Aleaciones cromo-cobalto:

Esta aleación, tiene unas propiedades elásticas muy semejantes a las del acero. La diferencia se encuentra en su respuesta al tratamiento por el calor y en la facilidad de confección de los diseños que se realicen. Se puede obtener en varios temple, la facilidad de trabajo de los más blandos, es comparable a la de algunas aleaciones de oro. Una vez conformado, el tratamiento térmico lleva sus propiedades elásticas a los más amplios márgenes de amplitud de trabajo como los de acero. Es decir, el tratamiento térmico no produce liberación de tensiones, como en el acero, sino un cambio en las propiedades elásticas del material. En la práctica podemos utilizarlo en las dos formas, es decir, con tratamiento térmico o sin él. ⁽¹¹⁾

En su fabricación se emplea 40% de cobalto, 20% de cromo, 15% de níquel, 15% de hierro, 7% de molibdeno además de pequeños porcentajes de manganeso, carbono, y berilio. ⁽⁶⁹⁾

Algunas de las propiedades de estas aleaciones son: (Fig. 15)

- Alto módulo de elasticidad (29.000.000 p.s.i) lo que significa mayor rigidez.
- Bajo módulo de resiliencia
- Alta tenacidad
- Alta biocompatibilidad ⁽⁶⁹⁾

ALAMBRES DE COBALTO - CROMO	Rigidez	Alta
	Flexibilidad	Baja
	Resiliencia	Baja
	Tenacidad	Alta
	Biocompatibilidad	Alta

Fig. 15. Características de las aleaciones de cromo cobalto ⁽⁶⁹⁾

2.10.3.1. Clasificación de las aleaciones de cromo-cobalto

Estas aleaciones presentan en diversos tipos y considerando sus propiedades mecánicas se clasifican asignándoles un color de la siguiente manera:

-Elgiloy azul: el más flexible de todos y el más fácilmente moldeable

-Elgiloy amarillo: es más dúctil y más resiliente que el azul, es fácilmente moldeable

- Elgiloy verde: es conocido como semi resiliente y también como superelástico.

- Elgiloy rojo: es el ultra elástico y quebradizo, ideal para ciertos resortes. ⁽³⁰⁾

De los diversos tipos de alambre de cromo cobalto que existen, el azul es el más utilizado en ortodoncia. ^(13, 30, 52)

2.10.4. Aleaciones de titanio:

Dentro de este grupo encontramos tres variedades: el beta titanio, el níquel titanio (Nitinol ó Niti), y el cobre níquel titanio. ⁽¹¹⁾.

2.10.4.1. Aleaciones de beta titanio (TMA):

Estos alambres comenzaron a ser evaluados para finalidades ortodónticas a partir de fines de los años 70 por Goldberg y Burstone. Su composición básica reúne 79% de titanio, 11% de molibdeno, 6% de circonio y 4% de estaño. ^(20, 69).

Entre las características principales de estas aleaciones se dice que es una estructura de fase cúbica que se establece a temperaturas por encima de los 880°C. ⁽⁶⁹⁾.

La introducción de la aleación de beta- titanio proporcionó un alambre que tenía deformación similar a la de acero inoxidable austenítico. El beta-titanio también puede ser soldado, pero tienen una tendencia a la fractura y a poseer un alto coeficiente de fricción. ⁽²⁴⁾

Por consiguiente, los alambres de Beta Titanio, comercializados con el nombre de TMA (Titanium-Molibdenum Alloy), presentan propiedades mecánicas intermedias entre el acero inoxidable y el níquel titanio, y sus principales características clínicas son: (Fig. 16)

- Módulo de elasticidad intermedio entre el acero inoxidable y el Niti (9.400.00 p.s.i) ⁽⁶⁹⁾

- Su módulo de resiliencia también está entre el alambre de acero y el alambre de Niti, como consecuencia produce fuerzas con magnitud 50% inferior a un alambre de acero inoxidable de dimensiones iguales. ⁽⁶⁹⁾

- Alta tenacidad ⁽⁶⁹⁾

-Los alambres de beta titanio tienen una resistencia a la corrosión similar a la de los alambres de acero. ⁽⁶⁹⁾

ALAMBRES DE BETA-TITANIO	Rigidez	Media
	Flexibilidad	Media
	Resiliencia	Media
	Tenacidad	Alta
	Biocompatibilidad	Alta

Fig. 16. Características de las aleaciones de beta titanio. ⁽⁶⁹⁾

2.10.4.2. Aleaciones de níquel titanio:

Los arcos de níquel son universalmente hechos con una aleación, que contiene aproximadamente 6% a 12% de níquel y de 15% a 22% de cromo. ^(31, 38)

La aleación de níquel titanio también conocida como Nitinol fue desarrollada a comienzo de los años 60 por William F. Buehler investigador metalúrgico, en los laboratorios de la Naval Ordnance Laboratory en Silver Spring, Maryland ⁽⁴⁾

El nombre de Nitinol se deriva de sus iniciales Ni por el níquel, Ti por el titanio y Nol por las iniciales del laboratorio que lo desarrollo (Naval Ordnance Laboratory). ^(4, 27, 53)

Andreasen y Hillman, ⁽³⁾ se vieron atraídos por las únicas propiedades inherentes de la aleación de NiTi, como el alto límite de elástico y el bajo modulo elasticidad, publicando de esta manera los resultados de su uso clínico Es así que para 1.971 estos autores introducen en la ortodoncia el Nitinol comercializado bajo ese mismo nombre por

la Unitek Corp, el cual presentaba en un principio la propiedad de memoria de forma. (33, 53, 57, 70)

La aleación originalmente descrita por Buelher, era compuesta exclusivamente por níquel y titanio, y tenía el primero un porcentaje de 55% y el segundo 45%. (69)

Actualmente esta proporción se modificó así: 52% de níquel, 45% de titanio y 3% de cobalto, lo que incrementó sus propiedades mecánicas. (69)

Este tipo de aleación presenta una característica resaltante como es el presentar varias formas cristalográficas (ordenamiento atómico), así tenemos que:

- a) A elevada temperatura adopta un ordenamiento cúbico centrado en el cuerpo al que se conoce como la **fase austenítica**, (Fig. 17) en la cual la forma del alambre se mantiene muy estable. La aleación se vuelve superelástica y no permite dobleces de ningún tipo. (53, 68)

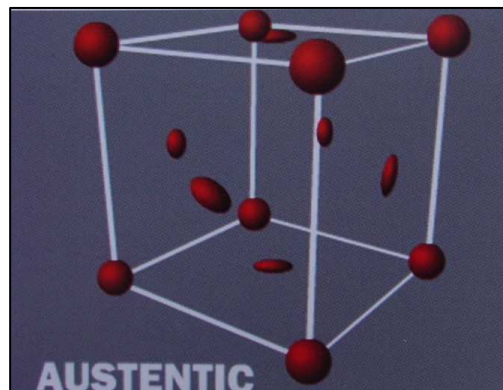


Fig. 17. Ordenamiento cúbico centrado. Fase austenítica. (57)

- b) A baja temperatura se obtiene una red hexagonal de empaquetamiento denso conocida como **fase martensítica**, que si acepta deformaciones de tipo permanente, (Fig. 18) esta estructura posee poca simetría interna. En esta fase la aleación permite ciertos dobleces permanentes en el alambre. (53, 65, 68)

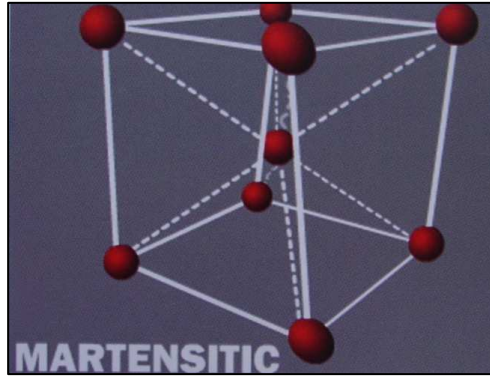


Fig. 18. Red hexagonal. Fase martensítica. ⁽⁵⁷⁾

- c) Una fase de transición de martensítica a austenítica, activada por tensiones en el alambre o cambios drásticos en la temperatura de trabajo. La respuesta de la aleación de níquel titanio, ante estos cambios de temperatura y tensión se denomina **termoelasticidad**. ⁽⁶⁸⁾.

Son llamados materiales inteligentes, aquellos que están conformados por aleaciones que sufren una reorganización ante las condiciones del medio ambiente (medio bucal). ^(12, 15, 19, 58, 59, 67)

Los alambres de níquel titanio son adecuados para situaciones clínicas que requieren de la flexibilidad y la excepcional memoria de forma (Fig. 19). Con respecto a la rigidez, ésta es mucho más baja con respecto a los alambres de acero inoxidable sin importar de cual sea su calibre o forma, tienen gran rango de trabajo, y producen fuerzas ligeras, lo que lo hace ideales para casos con apiñamiento severo. ^(24, 48).

WIRE STIFFNESS CHART	SEVERE* MALOCCLUSION							
	100	200	300	400	500	600	700	800
AZURLOY™							.016" x .016"	
BEFORE HEAT TREATMENT								
AFTER HEAT TREATMENT								
NI-TI™ ***	.014"							
	.016"							
	.018"							
	.020"							
	.0175" x .0175"							
	.016" x .022"							
	.017" x .025"							
	.018" x .025"							
	.019" x .025"							
	.021" x .025"							

Fig. 19. Referencia de uso de arcos de acuerdo a la maloclusión. (49)

Barrowes en 1.982, (6) realizó un estudio comparando alambres de níquel titanio de tres calibres redondos diferentes, (0.020", 0.018" y 0.016") y concluyó que solo hay una pequeña variación en el rango de trabajo de estos alambres cuando se comparan entre diferentes calibres. (6).

Waters y Hocever, (26, 73) sugieren que el problema con el gran rango de trabajo de los alambres de níquel titanio, puede ser que estos sean capaces de estar activados a un gran extremo de desviación dental dando como resultado fuerzas que pueden ser excesivas y que pueden causar daño periododental en el paciente.

Por otra parte Barrowes, (6) en el mismo año, realizó otro estudio comparativo del rango de trabajo entre alambres de Nitinol del mismo calibre distorsionados a 5 mm en modelos con apiñamiento, durante 1 hora y otro por 8 semanas, y observó un 7% de distorsión adicional en el alambre de las 8 semanas, lo cual fue menos que lo previsto por López, Goldberg y Burstone en 1.979 (36), esta diferencia, merece un estudio más profundo para establecer una conclusión. Es así como en 1.985 Burstone, Qin y Morton, realizan un nuevo estudio, comprobando que la deformación del alambre de Nitinol depende del tiempo en que este permanezca distorsionado. (10)

Recopilando las propiedades mecánicas de importancia clínica de los alambres de níquel titanio se pueden nombrar: (Fig. 20)

-Muy bajo módulo de elasticidad (4.300.00 p.s.i). Esta característica de alta flexibilidad permite al ortodoncista el uso de arcos de níquel titanio en las fases de nivelación, en maloclusiones con gran desajuste dentario. ^(68, 69).

En estudio realizado por Golberg y Burstone, en 1.983 ⁽²¹⁾ compararon alambres de acero, níquel titanio y beta titanio, para determinar la cantidad de deformación plástica de estos alambres y concluyeron que a mayor flexión del alambre, aumenta la cantidad de deformación plástica de éste. “la discrepancia aumenta con el ángulo de desviación”, comprobando de esta manera lo que concluyeron estos mismos autores en conjunto con López en su estudio realizado en 1.979, que la deflexión afecta el springback de los alambres de níquel titanio. ^(30, 36)

Miura y colaboradores, en el año 1.986 ⁽⁴¹⁾ evaluaron, la superelasticidad de los alambres de Niti Japonés, con alambres de Nitinol y acero, concluyeron, que los arcos de Nitinol proveen menor cantidad de deformación permanente en comparación con los arcos de acero, pero no poseen la propiedad de superelasticidad que tienen los alambres de Niti Japonés.

-Alto módulo de resiliencia, es decir, son alambres que al deformarse, reservan gran cantidad de energía, que es liberada en forma de fuerzas ortodóncicas leves y de larga duración. ⁽⁶⁹⁾

-Con referencia a la biocompatibilidad, hay cierta discordancia entre los autores, ya que algunos afirman que es tan alta como la del acero inoxidable, y otros mencionan más predisposición para la corrosión ⁽⁶⁹⁾

ALMABRES DE NIQUEL-TITANIO	Rigidez	Baja
	Flexibilidad	Alta
	Resiliencia	Alta
	Tenacidad	Baja
	Biocompatibilidad	Media

Fig. 20. Características de las aleaciones de níquel titanio. ⁽⁶⁹⁾

La característica de la memoria de forma consiste, en la capacidad que presenta la aleación de recobrar su forma original después de haber sido inducida una deformación permanente, mientras se encuentra en la forma martensítica ^(4, 53, 68)

Este fenómeno, está relacionado con la capacidad que presentan ciertas aleaciones de níquel titanio de alterar sus uniones atómicas en función de la temperatura y el stress ^(1, 25, 27, 32) Esta peculiaridad, ha atraído la atención a realizar investigaciones en muchos países, ^(42, 51), así mismo en 1.978, Furukawa Electric Co.,Ltd de Japón, produce un nuevo tipo de aleación de Niti, que posee las propiedades de memoria de forma y superelasticidad (**níquel titanio japonés austenítico**), ^(41,47,71) ya que el alambre de níquel titanio convencional no posee superelasticidad (solo springback).⁽⁷⁴⁾ También fue desarrollado por Tien Hua Chen el **níquel titanio chino austenítico**, el cual tiene una temperatura de transición menor que el Nitinol de USA. ⁽⁶⁸⁾

En referencia a la propiedad de elasticidad, en 1.985 Burstone, Quin, y Morton ⁽¹⁰⁾ compararon arcos de acero, Nitinol, y Niti chino, y determinaron que los arcos de niti chino tienen mayor elasticidad que los arcos de Nitinol y más aun que los arcos de acero.

Es por ello que los arcos de níquel titanio son generalmente clasificados como superelásticos y no superelásticos. El Nitinol original, desarrollado en 1.960 con bajo módulo de elasticidad y el gran rango de trabajo hizo que el Nitinol fuera útil cuando era necesaria una gran deflexión del mismo, de acuerdo a las necesidades del caso. ^(10, 15, 19, 59)

Una de las desventajas de los alambres de níquel titanio es que producen mucha fricción y tienen baja tenacidad, lo que permite mínimos dobleses. ⁽⁶⁹⁾

En la figura 21 se muestra un gráfico que representa las curvas de tensión deformación de 2 alambres ortodóncicos rectangulares 0.017"x0.025", uno de acero inoxidable y otro de níquel titanio. La línea continua representa el comportamiento del alambre cuando soporta una carga (activación) y la línea discontinua muestra su reacción después que se retiró la fuerza (representa la fuerza de desactivación del alambre, es decir, la fuerza ortodóncica que él aplicará sobre el diente). El níquel titanio presenta una curva más horizontal, lo que demuestra su bajo módulo de elasticidad y gran flexibilidad. ^(4, 69)

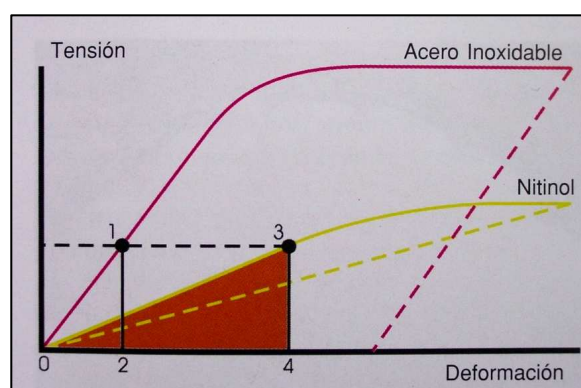


Fig. 21. Curva tensión deformación de dos alambres de ortodoncia de acero inoxidable y níquel titanio de calibre 0.017"x0.025" respectivamente. ⁽⁶⁹⁾

2.10.4.3. Aleaciones de cobre níquel titanio (cooper Ni-Ti).

La aleación de Nitinol de tipo activo con cobre apareció en el mercado con el fin de aprovechar el fenómeno de memoria de forma, ya que el cobre en dicha aleación, controla el intervalo de la temperatura de transición ⁽⁷⁾

Según Fischer y Ziegler ⁽¹⁷⁾ este tipo de aleación, desarrolla fuerzas más constantes, más livianas, menor en un 70% a las aleaciones tradicionales de níquel titanio y posee mayor rango de activación que los otros tipos de Nitinol. Se comercializan de acuerdo a la sensibilidad a cuatro temperaturas específicas ⁽⁶⁸⁾

Tipo II. Activo a los 27°C, Superelástico

Tipo III. Activo a los 35°C, Termoactivo

Tipo IV Activo a los 40°C Termoactivo. Estos alambres se vuelven rígidos cuando la temperatura oral excede los 40°C.

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivo general

Determinar la deformación plástica de alambres de níquel titanio convencionales, redondos, de acuerdo al calibre y el fabricante.

3.2. Objetivos específicos

3.2.1. Determinar la cantidad de deformación plástica de alambres de níquel titanio convencionales, superiores, redondos de forma ovalada, de 2 calibres diferentes, 0.014" y 0.018", de 3 marcas comerciales (Ormco, American Orthodontics y Ortho Organizer), al ser colocados y ligados con módulos elastoméricos de marca Ortho Organizer, a los brackets de 2° premolar derecho a 2° premolar izquierdo de un modelo superior con apiñamiento severo, introducidos en saliva artificial a temperatura de 37°C por un período de 15 días.

3.2.2. Comparar de acuerdo a la cantidad de deformación plástica, cual marca comercial posee las mejores propiedades de elasticidad de los alambres de níquel titanio convencionales, superiores, redondos, de forma ovalada, de 2 calibres diferentes 0.014" y 0.018", de 3 marcas comerciales (Ormco, American Orthodontics y Ortho Organizer), al ser colocados y ligados con módulos elastoméricos de marca Ortho Organizer, a los brackets de 2° premolar derecho a 2° premolar izquierdo de un modelo superior con apiñamiento severo, introducidos en saliva artificial a temperatura de 37°C por un período de 15 días.

3.2.3. Evaluar de acuerdo a la cantidad de deformación plástica, cual calibre de alambre de níquel titanio convencional de 0.014" y 0.018", superiores, de forma ovalada, posee las

mejores propiedades de elasticidad, al ser colocados y ligados con módulos elastoméricos de marca Ortho Organizer, a los brackets de 2° premolar derecho a 2° premolar izquierdo de un modelo superior con apiñamiento severo, introducidos en saliva artificial a temperatura de 37°C por un período de 15 días.

4. HIPÓTESIS

Los arcos de níquel titanio son ampliamente aceptados por los ortodoncistas por sus excelentes propiedades de elasticidad. Dichas propiedades pueden ser alteradas debido a varios factores como, la calidad del alambre de acuerdo a su marca comercial, el calibre del alambre y al aumentar la cantidad de deflexión del alambre.

5. MATERIALES Y MÉTODOS

5.1. Diseño de estudio

El estudio realizado fue experimental, comparativo in vitro, en el que se tomaron como muestra 30 alambres de níquel titanio convencionales, superiores, de 2 calibres diferentes 0.014” y 0.018” de tres marcas comerciales (Ormco, Ortho Organizer y American Orthodontics), se colocaron y ligaron con módulos elastoméricos de marca Ortho Organizer, a los brackets de 2° premolar derecho a 2° premolar izquierdo de un modelo superior con apiñamiento severo, introducidos en saliva artificial a temperatura de 37°C por un período de 15 días.

5.2. Muestra

Alambres de níquel titanio convencionales, redondos, superiores, de forma ovalada, de calibres 0.014" y 0.018" de 3 marcas comerciales (Ormco, American Orthodontics y Ortho Organizer).

5.3. Método

En el presente estudio se consideró evaluar 30 alambres de níquel titanio convencionales superiores redondos, de forma ovalada (Fig. 22) de 2 calibres diferentes (15 alambres de 0.014", 15 alambres de 0.018") y de 3 marcas comerciales (Ormco, American Orthodontics y Orthorganizer), los cuales fueron colocados y ligados con módulos elastoméricos de marca Ortho Organizer, a los brackets de 2° premolar derecho a 2° premolar izquierdo de un modelo superior con apiñamiento severo (Fig. 23), introducidos en saliva artificial (Fig. 24) la cual fue mantenida durante todo el período de prueba de 15 días, a temperatura de 37°C

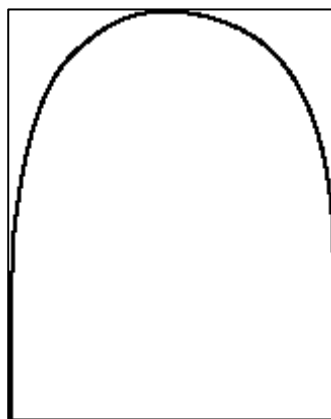


Fig. 22. Forma ovalada de arco ⁽⁴⁹⁾



Fig. 23. Modelo superior con apiñamiento severo



Fig. 24. Saliva artificial

Previo a la ejecución de todo el estudio se realizó una prueba piloto, para comprobar la deformación de los alambres de níquel titanio, y la técnica de medición, y así poder iniciar las pruebas de este estudio, colocando y ligando los alambres en el modelo superior con apiñamiento, un arco de níquel titanio convencional de calibre 0.014” y uno de 0.018” de cada una de las marcas comerciales, siguiendo los parámetros del estudio a ser aplicado.

Se copiaron 30 modelos iguales, de yeso tipo IV blanco de ortodoncia, superiores con apiñamiento severo de hasta 9 mm de desplazamiento distal de la corona clínica del diente. (Fig. 25) Esto fue medido con un arco de níquel titanio de forma ovalada colocado sobre el modelo, con una regla milimetrada, considerando el diente con mayor desplazamiento lingual (lateral superior izquierdo), se midió la cantidad de desplazamiento desde el borde incisal hasta el arco de níquel titanio.(Fig. 26) Se cementaron brackets edgewise (sin prescripción de torque y angulación), de slot 0.018”, (Fig. 27) con

pegamento UHU (Fig. 28) en el centro de la corona cónica de todos los dientes de 2° premolar de un lado al 2° premolar del lado opuesto. (Fig. 29) El centro de la corona clínica fue medido con una regla milimetrada en cada uno de los dientes. (Fig. 30). Una vez cementados los brackets fueron colocados y ligados (con módulos elastoméricos marca Ortho Organizer color gris), (Fig. 31) los arcos de níquel titanio convencionales en cada uno de los modelos identificados con el calibre del alambre y la marca comercial. (Fig. 32) Estos fueron introducidos en saliva artificial en un envase de plástico (Fig. 33) conservados a una temperatura de 37°C dentro de un horno de luz ultravioleta, para simular el medio bucal (Fig. 34). Se dejaron durante 15 días como mínimo período de tiempo entre cada control ortodóncico.

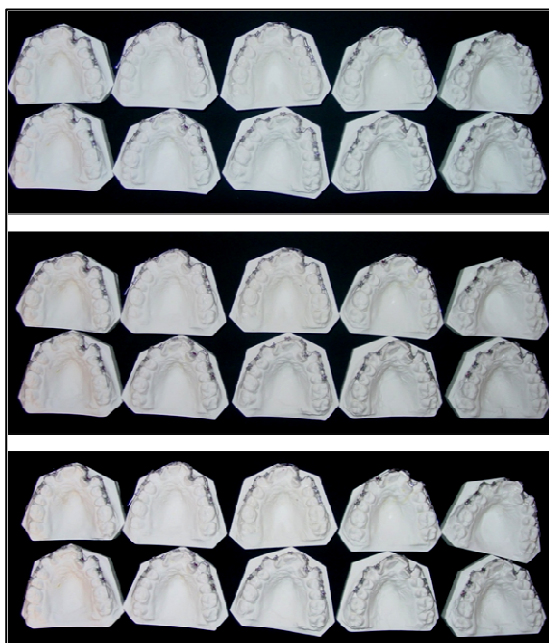


Fig. 25. Treinta copias de modelos de yeso tipo IV blanco de ortodoncia

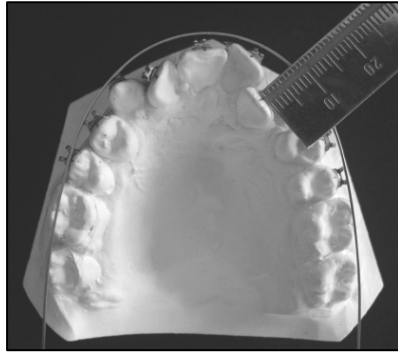


Fig. 26. Modelo superior. Medición del apiñamiento en el diente más palatinizado.



Fig. 27. Brackets edgewise slot 0.018"



Fig. 28. Pegamento UHU



Fig. 29. Cementado de bracketts



Fig. 30. Medición de la corona clínica de los dientes en el modelo

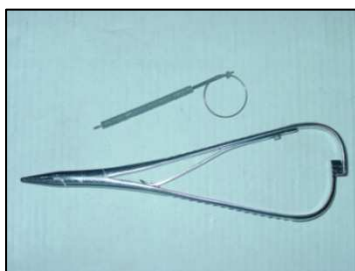


Fig. 31. Módulos elastoméricos Ortho Organizer y pinza Mathews

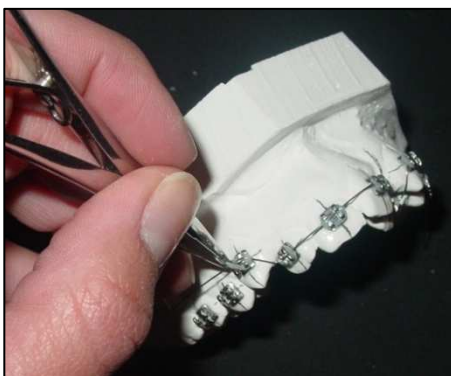


Fig. 32. Colocación y ligado de arcos de níquel titanio en los modelos superiores

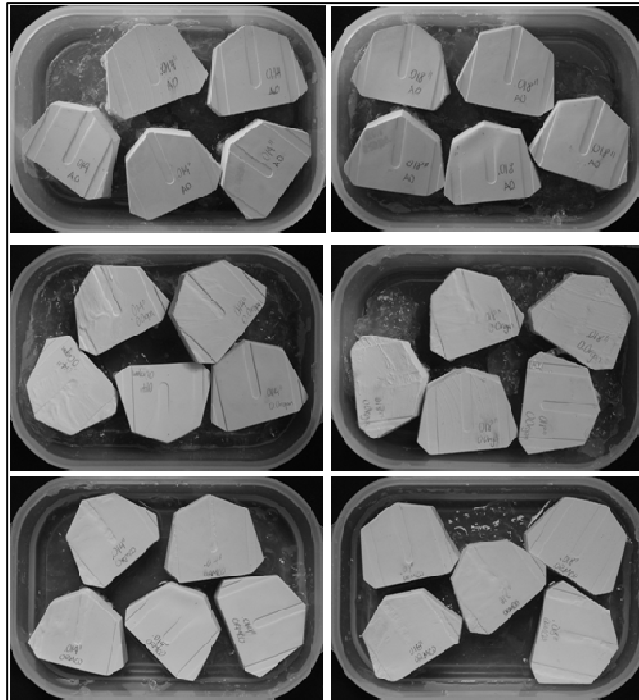


Fig. 33. Treinta modelos introducidos en saliva artificial en envases de plástico, identificados correspondientemente con los calibres de los alambres de níquel titanio (0.014” y 0.018”) y las marcas comerciales (AO= American Orthodontic, O. Org.= Ortho Organizer y ORMCO= ORMCO)



Fig. 34. Horno de luz ultravioleta donde se introdujo la muestra

Para determinar la cantidad de deformación del alambre de prueba se realizó una marca de color rojo en el centro de cada bracket, una vez que el alambre estaba colocado y ligado, en el modelo superior. (Fig. 35) Luego se comparó con otro alambre de las mismas características del de prueba y de la misma marca comercial que no fue sometido a ninguna tensión y se midió sobre una plantilla de Korkhaus. (Fig. 36 y 37) La cantidad de deformación en milímetros fue medida sentido horizontal en el eje X, desde la marca realizada en el alambre de prueba hasta el alambre control.

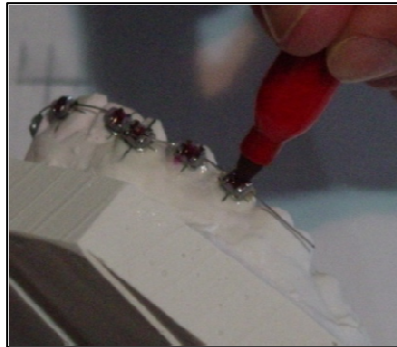


Fig. 35. Marca en el alambre prueba de color rojo una vez colocado en el modelo

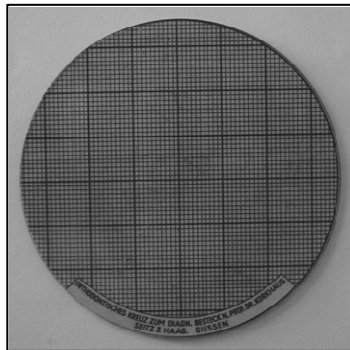


Fig. 36. Plantilla de Korkhaus

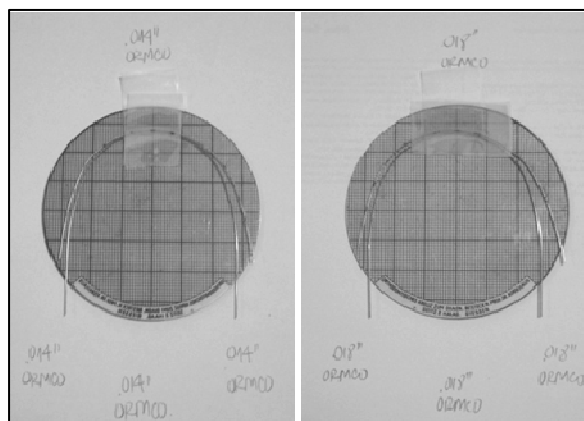


Fig. 37. Comparación y medición de los alambres de prueba con los alambres control en la plantilla de Korkhaus

5.4. Recolección de datos:

Los datos obtenidos en el estudio fueron recolectados en tablas previamente diseñadas, especificando el calibre del alambre, la marca y el número de cada diente correspondiente a la marca de color rojo. (Fig. 38). Posteriormente los alambres deformados fueron agrupados y pegados con cinta adhesiva en una hoja con el cuadro de recolección de datos del calibre y la marca correspondiente. (Fig. 39)

AMERICAN ORTHODONTIC					
Dientes	0.014"	0.014"	0.014"	0.014"	0.014"
11					
21					
12					
22					
13					
23					
14					
24					
15					
25					

Fig. 38. Tabla de recolección de datos

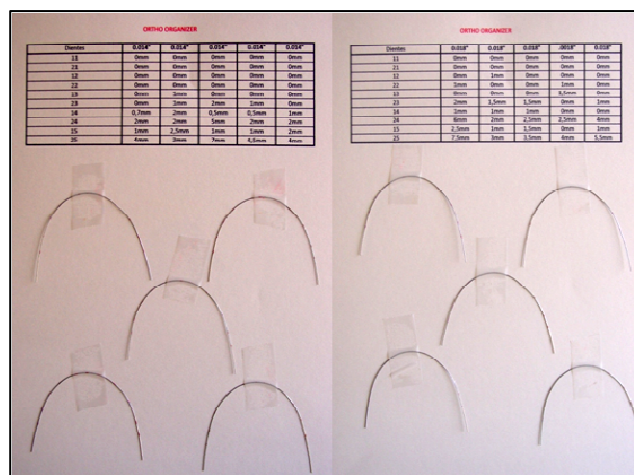


Fig. 39. Recolección de los alambres deformados.

6. RESULTADOS

6.1. Datos obtenidos

Los datos obtenidos fueron registrados en tablas previamente diseñadas para facilitar el análisis de cada registro. Para el análisis de los datos se tomaron por separado cada una de las marcas comerciales, analizando la deformación plástica de cada uno de los 5 alambres, obteniendo de esta manera la cantidad total de deformación plástica de cada marca comercial. Una vez obtenido la cantidad total de deformación de cada marca comercial se realizó el análisis de comparación entre ellas.

Para analizar los dos calibres se recolectó la cantidad total de deformación plástica entre las tres marcas comerciales de calibre 0.014” y se comparó con la cantidad total de deformación plástica de las tres marcas comerciales de calibre 0.018”.

El análisis de los datos fue realizado a través de pruebas estadísticas de ANOVA y también se analizaron con pruebas no paramétricas de Kruskal Wallis.

6.2. Análisis estadístico de datos

El análisis de los datos fue realizado mediante las pruebas estadísticas de ANOVA, las cuales determinaron la cantidad total de deformación plástica de cada uno de los alambres sumando todos los puntos de deformación, para a su vez obtener la cantidad total de deformación plástica de todos los alambres de una misma marca. Dicho análisis arrojó que no existió significancia estadística (la cual debe ser igual o menor a 0.05) entre las deformaciones de los alambres de las tres marcas estudiadas, lo cual rechaza la hipótesis alternativa de este estudio. En las siguientes tablas se observa el total de la cantidad de deformación plástica de cada una de las marcas comerciales correspondientes a cada calibre y la significancia estadística que es mayor a 0,05 en cada una de las marcas estudiadas. (Tabla 1 y 2).

COMPARACIÓN ENTRE MARCAS DE ALAMBRES DE NÍQUEL TITANIO DE CALIBRE 0.014"		
MARCAS COMERCIALES	CANTIDAD TOTAL DE DEFORMACIÓN PLÁSTICA	SIGNIFICANCIA ESTADÍSTICA
AMERICAN ORTHODONTICS	83,72mm	0,97
ORTHO ORGANIZER	77,46mm	0,87
ORMCO	65,32mm	0,67

Tabla 1. Resultados de la cantidad total de deformación plástica de alambres de calibre 0.014" de las tres marcas comerciales y significancia estadística de cada una.

COMPARACIÓN ENTRE MARCAS DE ALAMBRES DE NÍQUEL TITANIO DE CALIBRE 0.018"		
MARCAS COMERCIALES	CANTIDAD TOTAL DE DEFORMACIÓN PLÁSTICA	SIGNIFICANCIA ESTADÍSTICA
AMERICAN ORTHODONTICS	83,09mm	0,87
ORTHO ORGANIZER	76,56mm	0,92
ORMCO	66,85mm	0,99

Tabla 2. Resultados de la cantidad total de deformación plástica de alambres de calibre 0.018" de las tres marcas comerciales y significancia estadística de cada una.

Se realizó el mismo análisis de ANOVA para comparar la cantidad total de la deformación plástica entre los dos calibres de alambres, los resultados no arrojaron significancia estadística de la deformación plástica entre los dos calibres 0.014" y 0.018" lo cual rechaza nuestra hipótesis alternativa. (Tabla 3)

COMPARACIÓN ENTRE LOS CALIBRES 0,014" y 0.018"		
CALIBRES DEL ALAMBRE	CANTIDAD TOTAL DE DEFORMACIÓN PLÁSTICA	SIGNIFICANCIA ESTADÍSTICA

0.014"	148,44mm	
0.018"	152,56mm	
TOTAL		0.67

Tabla 3. Comparación entre la cantidad total de deformación plástica de los alambres de calibre 0.014" y 0.018" y la significancia estadística entre los dos calibres

Con el análisis de datos a través de las pruebas estadísticas de ANOVA, no se estableció una distribución normal de los resultados obtenidos en este estudio. Una distribución normal estadística, hace referencia a la representación de los resultados de un estudio en una gráfica que muestre un aumento progresivo de los datos desde su valor mínimo hasta el pico de máximo valor y la disminución progresiva hasta un mínimo valor de los resultados. (Fig. 40, 41 y 42). En base a esto, se realizaron pruebas no paramétricas de Kruskal Wallis, para así obtener un rango promedio de la cantidad total de la deformación plástica de las tres marcas comerciales y de los dos calibres estudiados y así acercarnos más a una significancia estadística. (Tabla 4, 5 y 6), Estas pruebas tampoco proporcionaron una significancia estadística, aunque si se acercaron más al rango de 0,05 para dicha significancia.

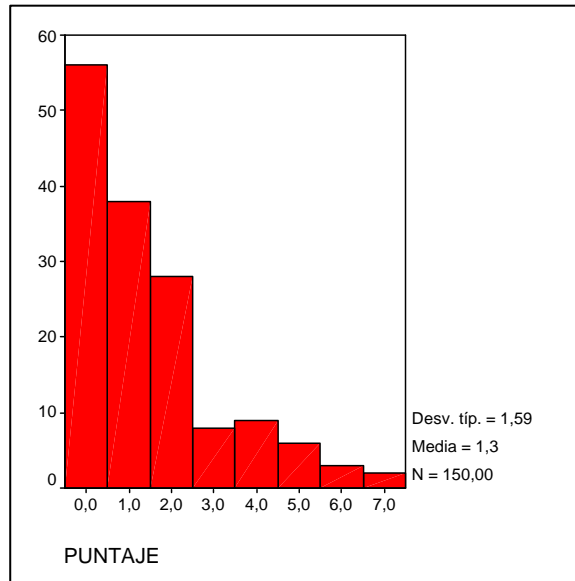


Fig. 40. Gráfica de distribución de la cantidad total de la deformación plástica de los alambres de calibre 0.014” de las tres marcas comerciales

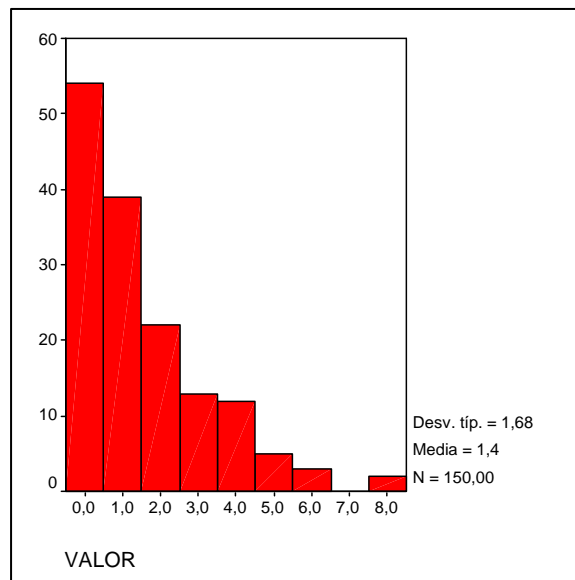


Fig. 41. Gráfica de distribución de la cantidad total de la deformación plástica de lo alambres de calibre 0.018” de las tres marcas comerciales

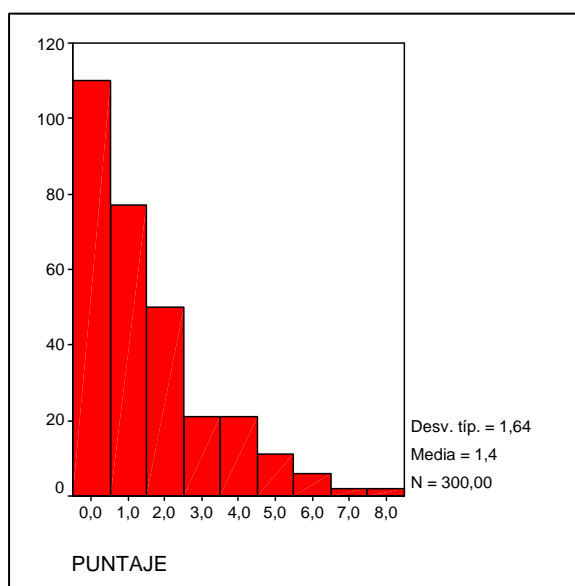


Fig. 42. Gráfica de distribución de la cantidad total de la deformación plástica de los alambres de calibres 0.014” y 0.018”.

COMPARACIÓN ENTRE MARCAS DE ALAMBRES DE NÍQUEL TITANIO DE CALIBRE 0.014"		
MARCAS COMERCIALES	RANGO PROMEDIO DE CANTIDAD TOTAL DE DEFORMACIÓN	SIGNIFICANCIA ESTADÍSTICA
AMERICAN ORTHODONTICS	1,82 mm	
ORTHO ORGANIZER	1,57 mm	
ORMCO	1,32 mm	
TOTAL		0.08

Tabla 4. Resultados de pruebas no paramétricas del rango promedio de la cantidad total de deformación plástica entre las tres marcas comerciales de los alambres de calibre 0.014”

El gráfico de la figura 43 muestra la distribución del rango promedio de la cantidad de deformación plástica de los alambres de níquel titanio de calibre 0.014” de las marcas comerciales m=1 American Orthodontics, m2= Ortho Organizer y m3= Ormco. El 50% de los alambres presentaron una deformación entre 0mm y 2mm y fue relativamente similar entre la m1 y m2 a diferencia de la m3 que el 50% de los alambres presentaron una deformación entre 1 mm y 2 mm.

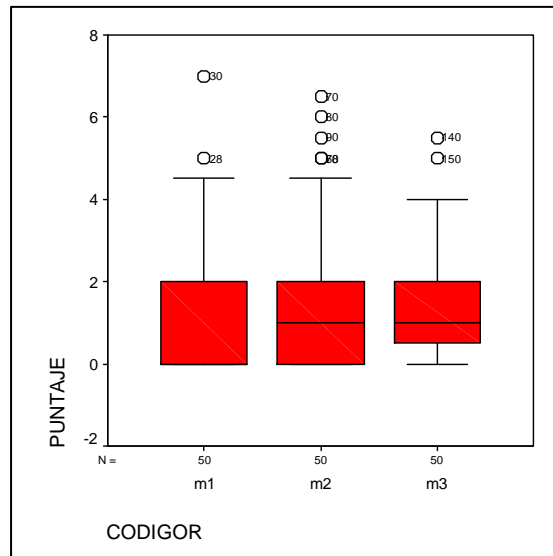


Fig. 43. Gráfico de cajas comparativo entre las tres marcas comerciales de los alambres de calibre 0.014”

COMPARACIÓN ENTRE MARCAS DE ALAMBRES DE NÍQUEL TITANIO DE CALIBRE 0.018”		
MARCAS COMERCIALES	RANGO PROMEDIO DE CANTIDAD TOTAL DE DEFORMACIÓN	SIGNIFICANCIA ESTADÍSTICA
AMERICAN ORTHODONTICS	1,83mm	
ORTHO ORGANIZER	1,74 mm	
ORMCO	1,45 mm	
TOTAL		0,15

Tabla 5. Resultados de pruebas no paramétricas del rango promedio de la cantidad total de deformación plástica entre las tres marcas comerciales de los alambres de calibre 0.018”

El gráfico de la figura 44 muestra la distribución del rango promedio de la cantidad de deformación plástica de los alambres de níquel titanio de calibre 0.018” de las marcas comerciales m=1 American Orthodontics, m2= Ortho Organizer y m3= Ormco. El 50% de la muestra de los alambres experimentaron una deformación entre 0mm y 1,5mm. No existe una distribución normal entre las tres marcas, ya que el 50% de los alambres de la m1 presentó deformaciones entre 0mm y 2,5mm, la m2 ente 0mm y 1,5mm y la m3 entre 0,5mm y 2mm.

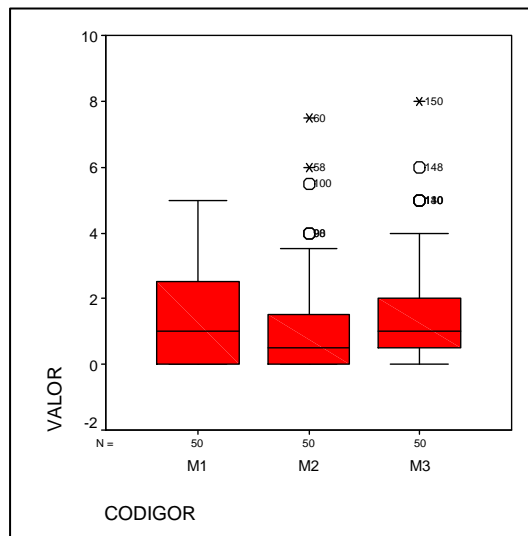


Fig. 44. Gráfico de cajas comparativo entre las tres marcas comerciales de los alambres de calibre 0.018"

COMPARACIÓN ENTRE LOS CALIBRES 0.014" y 0.018"		
CALIBRES DEL ALAMBRE	RANGO PROMEDIO DE CANTIDAD TOTAL DE DEFORMACIÓN PLÁSTICA	SIGNIFICANCIA ESTADÍSTICA
0.014"	1,58mm	
0.018"	1,68mm	
TOTAL		0.58

Tabla 6. Resultado de pruebas no paramétricas del rango promedio de la cantidad total de deformación plástica entre los calibres 0.014" y 0.018"

El gráfico de la figura 45 muestra la distribución del rango promedio de la cantidad de deformación plástica de los alambres de níquel titanio de calibre 0.014" y 0.018". Existe gran similitud entre la cantidad de deformación de los alambres de los dos calibres, ya que el 50% de la muestra de alambres de ambos calibres experimentaron una deformación plástica entre 0mm y 2mm.

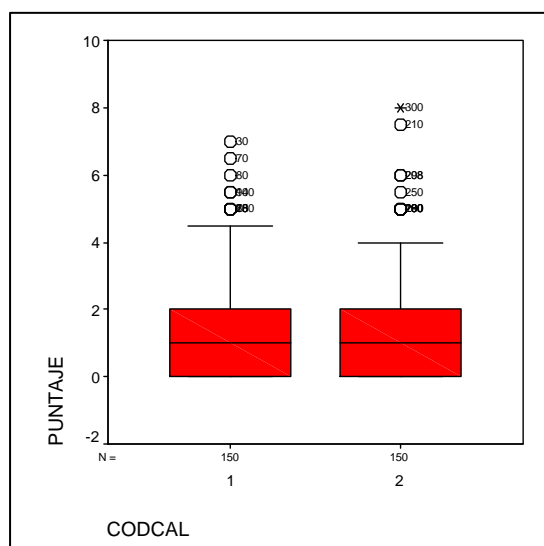


Fig. 45. Gráfico de cajas comparativo entre los alambres de calibre 0.014'' y 0.018''

A pesar de no existir datos estadísticamente significativos, a través de las pruebas estadísticas realizadas, se puede comparar matemáticamente los milímetros de la cantidad total de la deformación plástica y determinar cual marca y calibre presentó mayor cantidad de deformación, estableciendo de esta manera que la marca con mayor cantidad de deformación plástica fue American Orthodontics y el calibre con mayor cantidad de deformación plástica fue el de 0.018''.

7. DISCUSIÓN

De acuerdo al estudio realizado por Barrowes en 1.982 ⁽⁶⁾ los arcos de níquel titanio mostraron gran habilidad para regresar a su forma original en comparación con otros alambres (acero, twistflex, respond y D-rect). El mismo autor realizó comparaciones entre alambres de níquel titanio del mismo calibre y concluyó que la diferencia de deformación se manifestó por la cantidad de tiempo de la activación del alambre (7% más en aquel que estuvo activado por 2 meses), así que a mayor tiempo que el alambre permanece flexionado, mayor será la deformación del mismo. Estos resultados son confirmados con los datos obtenidos en el estudio de este trabajo, ya que se comprobó la deformación

plástica por la cantidad de tiempo que permanecieron activados los alambres, el cual fue por un período de 15 días, que es el período mínimo de tiempo que transcurre entre un control ortodóncico y otro. Esta cantidad de período de tiempo va a depender del apiñamiento y de las necesidades de alineación que requiera el paciente, ya que según el estudio realizado por Miura y colaboradores en 1.986. ⁽⁴¹⁾ evaluaron la propiedad de superelasticidad de los alambres de Niti Japonés, por un período de tiempo de 2 meses cuando el alineamiento dental de los pacientes de la muestra fue completado. Esto a su vez abre la posibilidad de realizar nuevos estudios que comprueben la diferencia de deformación plástica entre alambres de níquel titanio del mismo calibre activados por diferentes períodos de tiempo, o también evaluar la cantidad de deformación plástica de alambres de níquel titanio activados por un período de tiempo mayor a 15 días, podría ser por 2 meses que es un período de tiempo promedio que puede tardar un alineamiento dental dependiendo del tipo de apiñamiento que presente el paciente.

En lo que refiere al calibre del alambre en este estudio no existió diferencia significativa entre la deformación plástica del calibre 0.014” y el 0.018”, aunque comparando matematicamente los resultados en milímetros se puede observar una ligera diferencia, teniendo mayor deformación plástica los de calibre 0.018”. Según Canut ⁽¹¹⁾ al aumentar el diámetro del alambre (calibre), “mayor será la deformación que se produce en él, y mayor será el almacenamiento de la fuerza que alcanza, esto determina que el rango de trabajo de un alambre sólido, es inversamente proporcional a su diámetro”. En base a esto se debe considerar el rango de trabajo de estos dos calibres, tomando en cuenta los resultados del estudio realizado por Barrowes en 1.982, ⁽⁶⁾ donde comprobó que la diferencia en el calibre de los alambres de níquel titanio solo afecta en una pequeña cantidad el rango de trabajo, comprobando de esta manera, que los alambres níquel titanio

de calibre 0.014” tienen mayor rango de trabajo que los de calibre 0.018”, lo que se debe tomar más en cuenta es la cantidad de deflexión del alambre y el apiñamiento que presente el paciente, ⁽⁶⁾. De acuerdo a esto, al momento de colocar alambres de níquel titanio en las etapas iniciales de tratamiento, se debe considerar la fuerza que libera el alambre con respecto a la cantidad de activación debido a la extrema desviación dental, como lo sugiere Waters en 1.981 ⁽⁷³⁾ pudiendo ser esto un tema a investigar en próximos estudios.

La cantidad de deflexión del alambres es otro factor que altera las propiedades del alambre, como lo probaron los autores López, Goldberg y Burstone en 1.979 ⁽³⁶⁾ y más adelante Goldberg y Burstone en 1.983, ⁽²¹⁾ que concluyeron que a mayor cantidad de deflexión, mayor será la deformación del alambre. En base a la evaluación de estos autores, se consideró realizar este estudio comparativo in vitro, en modelos con apiñamiento severo de hasta 9 mm de desplazamiento dental hacia palatino, obligando de esta manera a deflexionar el alambre de níquel titanio en gran cantidad, lo que ocasionó la deformación plástica de los alambres, comprobando una vez más que a mayor deflexión del alambre existen mayores posibilidades de deformación plástica del mismo.

Considerando los resultados obtenidos en este estudio desde el punto de vista de comparación entre las marcas comerciales, se comprobó que no hay diferencia estadística significativa entre ellas, pero si hubo mayor deformación de los alambres de la marca American Orthodontics, es por ello que desde el punto de vista clínico, los resultados obtenidos, sugieren al ortodoncista conocer previamente las propiedades de los alambres empleados en el tratamiento de ortodoncia, específicamente los arcos de níquel titanio, para que de esta manera estos puedan ser empleados en etapas específicas del tratamiento sin que causen algún daño a nivel periodontal en el paciente, y cumplan de manera efectiva con la alineación y nivelación dental, por consiguiente es de suma importancia que el

ortodoncista al momento de adquirir arcos de níquel titanio tome en cuenta la marca comercial que proporcione las propiedades de mayor calidad de dichos alambres. En base a lo anterior, Thurow en 1.982 ⁽⁶⁶⁾ confirma que un alambre debe ser seleccionado de acuerdo a una combinación de sus propiedades y no solo por una de sus características, es por ello que las excelentes propiedades de elasticidad son algunas de las características de los alambres de níquel titanio, por consiguiente, en un futuro se pueden realizar nuevos estudios, que evalúen la efectividad de otras de sus propiedades comparando nuevamente marcas comerciales.

Aparentemente la muestra estudiada no fue la suficiente para establecer una diferencia significativa de los datos obtenidos de las marcas comerciales y los calibres de los alambres, sin embargo esto no tiene una influencia clínica relevante en el tratamiento de ortodoncia, ya que a pesar de aumentar la cantidad de la muestra, lo más probable es que la diferencia entre la cantidad de deformación plástica, se muestre similar a los resultados de este estudio.

8. CONCLUSIÓN

De los resultados obtenidos en este trabajo, se puede concluir que:

8.1. Al comparar diferentes marcas comerciales, se encontró que no hubo diferencia estadísticamente significativa entre la deformación plástica de las tres marcas comerciales estudiadas, pero al comparar matemáticamente los milímetros de deformación plástica entre las marcas, se puede evidenciar que American Orthodontics, presentó mayor cantidad de deformación plástica.

8.2. No hubo diferencia estadísticamente significativa en la deformación plástica de los alambres de una misma marca comercial.

8.3. El calibre del alambre no es un factor determinante de la deformación plástica de los arcos de níquel titanio, ya que no hubo diferencia estadísticamente significativa entre el calibre 0.014” y el 0.018”, pero al comparar matemáticamente los milímetros de deformación plástica entre los calibres, se evidenció que el calibre 0.018” presentó mayor cantidad de deformación plástica.

8.4. La cantidad de deflexión es un factor que afecta las propiedades elásticas de los alambres de níquel titanio, ya que se evidenció la deformación plástica en todos los alambres de la muestra, independientemente de la marca comercial y del calibre.

9. RECOMENDACIONES

Se sugiere para próximos trabajos sobre este tema, realizar mediciones en cuanto a la deformación plástica de alambres de níquel titanio, sometidos a activaciones de deflexión por un tiempo mayor de 15 días.

Se recomienda también, medir la deformación plástica de alambres de níquel titanio rectangulares de diferentes calibres.

BIBLIOGRAFÍA

1. Adams DM, Powers JM, Asgar K. Effects of brackets and ties on stiffness of an arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987;91:131-13
2. Alexander RG. *La Disciplina de Alexander. Conceptos y filosofías contemporáneas.* Editorial Amolca. 2005. Cap 8.
3. Andreasen GF, Hilleman T.B. An Evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics *J Am Dent Assoc* 82: 1373-1375, 1971
4. Andreasen, G.F. y Morrow, R.E. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am. J. Orthod.* 1978; 73:141.151.
5. Asgharnia, MK, Brantley, W.A. Comparison of bending and tension test for orthodontics wires. *Am. J. Orthod.* 89, 228-236, 1986.
6. Barrowes, KJ. DDS. "Archwire flexibility and deformation". *JCO* 1982; 803-811
7. Bradley, TG; Brantley, W.A. y Culbertson B.M. Differential scanning calorimetry (DSC) analyses of superelastic and non-superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am.J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 1996; 109:589-597
8. Burstone, CH.J. Variable-modulus orthodontics. *Am. J. Orthod.* 80, 1-16, 1981
9. Burstone, CH. Application of bioengineering to clinical orthodontics. En Grabber, TM, Swain, B.F: *Orthodontics. Current principles and techniques*, C.V. Mosby, San Luis, 1985.
10. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese Ni-Ti wire: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1985; 87:445-52.
11. Canut, J. "Ortodoncia clínica". Editorial Salvat Barcelona. 1.988 Cap 16

12. Chang R, Nikolai RJ. Temperature influences on Ni-Ti alloy wire responses in flexure. *J Dent Res* 1994;73:323.
13. Craig GR. "Restorative dental materials. Editorial Mosby. 9º edición. St Luis, Missouri 1993. Cap 4, 15.
14. De Franco JC, Koenig H.A. and Burstone CJ. Three dimensional large displacement analysis of orthodontic appliances, *biomech* 9:793-801, 1976.
15. Duerig TW, Zadno R. An engineer's perspective of pseudoelasticity. In: Duerig TW, editor. *Engineering aspects of shape memory alloys*. London: Butterworth-Heinemann; 1990.
16. Filleul MP, Jordan L. Torcional properties of NI-TI and cooper Ni-Ti wires the effect of temperature on physical properties. *Fur. J Ortho* 1997; 10:637-46.
17. Fischer TJ., Ziegler F.D. Crossbite correction with cooper niti archwire and lingual brackets. *J.Clinic. Orthod.* 1996; 30: 97-98
18. Frank Ch. Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J. Orthod.* 78, 593-609. 1980.
19. Funakubo H. Shape memory alloys. Precision machinery and robotic series. New York: Gordon and Breach Science; 1987.
20. Goldberg A.J, Burstone, C.J. An Evolution of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances *J. Dent. Res.* 58(): 593-600 1979
21. Goldberg AJ. Burstone C.J. Plastic deformation of orthodontic wires *J Dent Res* 62(9):1016-1020, September 1983
22. Graber T. "Ortodoncia principios generales y técnicas". Editorial Panamericana. 3º edición. 2003. Cap 6
23. Greekmore TD. The importance of interbracket width in orthodontic tooth movement. *J.Clin. Orthod.* 10, 530-534. 1976.

24. Gurgel J, Kerr S, Powers J, LeCrone V. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthod.* 2001; 120:378-382.
25. Gurgel JA, Kerr S, Powers JM, Pinzan A. Torsional properties of commercial nickel-titanium wires during activation and deactivation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*
26. Hocevar NE, Stephens C.D, Houston WJB. Physical characterization of orthodontic wires and archwires *Br. J. Orthod.* 2: 15-24, 73-83, 1975.
27. Hurst LC, Duncanson M.G, Nanda, RS, Angolkar P.V. An evaluation of the shape-memory phenomenon of nickel titanium orthodontic wires. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthod.* 1990; 98:72-76.
28. Interlandi S. "Ortodoncia Bases para la Iniciación". Editora Artes Médicas Ltda. 1º edición. 2002.
29. Jay M, Oltjen DDS, MS.; Manville G, Duncanson JR. DDS, PHD; Joydeep G, DDS, MS; Ram S. Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires. *Angle Orthodontist* 1997 No. 3, 209 - 218
30. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontics wires. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthod.* 96 (2):100-9. Ago 1989
31. Kerosuo H, Kullaa A, Kerosuo E, Kanerva L, Hensten-Pettersen A. Nickel allergy in adolescents in relation to orthodontic treatment and piercing of ears. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109:148-154.
32. Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;99:310-318.
33. Kusy RP, Stush AM. Geometric and material parameters of a nickel-titanium and the beta-titanium orthodontic wire alloy. *Dent Mater* 1987;3:207-17.

34. Kusy RP. Letters to the editor. Nitinol alloy: Who's on first? Am, J. Orthod. Dentofac. Orthod. 1991; 100:25A-26A
35. Kusy RP. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. Angle Orthodont 1997;67:197-208.
36. López I. Goldberg, J. Burstone C.J. Bending characteristics of Nitinol wire. Am. J. Orthod. 75: 569-575, 1979.
37. Macchi, R. materiales dentales. Editorial Médica Panamericana, Buenos Aires. 2º edición 1988. Cap 2.
38. Matasa CG. Attachment corrosion and its testing. J Clin Orthod. 1995; 29:16–23.
39. Matasa CG Materials Orthodontics use. Steels. Compendio de Ortodonca. 1996; 1:27-38.
40. Mayoral J; Mayoral G. Ortodoncia. Editorial Labor S.A.Barcelona 1969 Cap 21.
41. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super elastic, property of the japanese niti alloy wire for use en orthodontics. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthod. 1986. 90:1-10.
42. Miyazaki S, Otsuka Suzuki Y. Transformatio pseudoelasticity and deformation behavior in a Ti-50.6 al % Ni alloy. Scr Met 15:287.292, 1981.
43. Mullins WS, Bagby MD, Norman TL. Mechanical behavior of thermo responsive orthodontic archwires. Dent Mat 1996; 12:308-14.
44. Nakano H, Satho K, Norris R, Kaemgai T, Ishikawa F. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three point bending test. Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthod. 1999; 115-390-5.
45. Nikolai RJ. "Bioengineering analysis of orthodontic mechanics, Lea and Febiger, Filadelfia, 1985.

46. O'Brien WJ. Orthodontic wires, dental materials: Properties and selection. Chicago: Quintessence, 1989:22-23, 381-94.
47. Ohura Y. Orthodontic studies on super elastic Niti wire. Mechanical properties. J. Jpn Orthod Soc 43: 784, 1982
48. Oltjen, JM, DDS, MS. Duncanson M, Ghosh J, DDS. Nanda R. DDS, Currier F. DDS. Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires. Angle Orthod. 3:209-218. 1997
49. Ormco corporation. Catálogo Print Number 070-0300. 1996.
50. Oshida Y, Sachdeva RCL, Miyazaki S. Microanalytical characterization and surface modification of TiNi orthodontic archwires. Biomed Mater Eng 1992;2:51-69.
51. Otsuka K. Superelastic effects and stress-induced martensitic transformation in Cu-Al-Ni alloys. Acta met 24: 207-226, 1976.
52. Phillips RW. La ciencia de los materiales dentales de Skinner. Editorial Interamericana. 9º edición. Mc Graw-Hill. Mexico. 1991. Cap. 2, 3, 4, 13, 14, 16, 28
53. Proffit WR. Ortodoncia teoría y Práctica. Editorial Mosby/Doyma. 2º edición. Madrid.1994 Cap 10.
54. Proffit WR. Fields H. W. Jr. Contemporary orthodontics 3º ed. St Louis Mosby, 2000.
55. Rinchuse DJ. Kapur-wadhwa R. Orthodontics appliance desing . Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007.131:76-82..
56. Rodriguez E. Casasa R. Natera A. 1001 Tips en ortodoncia y sus secretos. Editorial Amolca LCA 1º edición. Cap 1

57. Rodriguez E. Casasa R. Natera A. 1001 Tips en ortodoncia contemporanea. diagnóstico y tratamiento. Editorial Amolca LCA 2º edición. Cap 8.
58. Sachdeva RCL, Miyazaki S. Superelastic Ni-Ti alloys in orthodontics. In: Duerig TW, editor. Engineering aspects of shape memory alloys. London: Butterworth-Heinemann; 1990. p. 452-69.
59. Santoro M; Nicolay O; Cangialosi T. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: A clinically oriented review. Part I: Temperature transitional ranges Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001.119:587-593.
60. Schwaninger B, Sarkar NK, Foster BE. Effect of long-term immersion corrosion on the flexural properties of nitinol. Am J Orthod 1982;82:45-9.
61. Sernetz F. Características físicas y técnicas de los alambres utilizados en ortopedia maxilar y ortodoncia (III). Aleaciones. Quintessen Zahntech 1999; 25 775-779.
62. Sernetz F. Características físicas y técnicas de los alambres utilizados en ortopedia maxilar y ortodoncia (IV). Aleaciones. Quintessen Zahntech 1999; 25 885-894.
63. Skinner R. Phillips W. La ciencia de los materiales dentales. Editorial Interamericana. 7º edición 1976. Pag 326-328
64. Stannard JG. Gau JM. Hanna M A. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. Am J. Orthod. 89, 485-491. 1986.
65. Thayer TA. X-ray diffraction of niti alloy orthodontic archwires. Abstrac Am. J. Orthod. Dentofac. Orthod. 1992; 102:572-573.
66. Thurow RC. "Edgewise Orthodontics". 4º edición. The C.V. Mosby, San Luis 1982
67. Tonner RI, Waters NE. The characteristics of superelastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part I: the effect of temperature. Eur J Orthod 1994;16:409-19.
68. Uribe G. Ortodoncia teoría y clínica. Editorial CIB. 2004 Cap 11, 12

69. Vellini F. "Ortodoncia diagnóstico y planificación clínica" Editora Artes Médicas Ltda. 2º edición 2004. Cap 18
70. Viazis AP. Clinical applications of superelastic nickel titanium wires J. Clin Orthod. 25: 370-374, 1991
71. Watanabe K Studies on new superelastir Niti orthodontic wire Part 2 J J Dent Mat (Special issue) 2: 9-10, 1983.
72. Waters NE, Stephens CD, Houston WJB. Physical Characteristics of orthodontics wires and archwires—part 1. Br J Orthod 2: 15-24. 1975
73. Waters NE, Stephens CD, Houston WJB The caracterization of archwires for the initial alignment of irregular teeth. Am J Orthod 79:373-389. 1981.
74. Wayman CM. Some applications of shape memory alloys. Bull J Inst Met 19: 323.332, 1980.
75. Zinelis S; Eliades T.; Pandis N; Eliades G. Bourauel C. Why do nickel-titanium archwires fracture intraorally? Fractographic analysis and failure mechanism of in-vivo fractured wires. 2007 132:84-9