

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO
ÁREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR



MEDICION DE LA FUERZA GENERADA POR LA MECÁNICA TIE BACK

AUTORES

RUBY ESPERANZA ARDILA GUTIÉRREZ

MARCO ANTONIO GÓMEZ LOZANO

YIMY GÁMEZ HERNÁNDEZ

NANCY ALEJANDRA PATARROYO ALVAREZ

YULY PAOLA PEREZ GUERRERO

**INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO
AREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR
BOGOTA 2014**

MEDICION DE LA FUERZA GENERADA POR LA MECÁNICA TIE BACK

AUTORES

RUBY ESPERANZA ARDILA GUTIÉRREZ

MARCO ANTONIO GÓMEZ LOZANO

YIMY GÁMEZ HERNÁNDEZ

NANCY ALEJANDRA PATARROYO ALVAREZ

YULY PAOLA PÉREZ GUERRERO

ASESORA CIENTÍFICA

DOCTORA LILIANA JARA

Odontóloga- Colegio Odontológico Colombiano

Especialista en Ortodoncia UMNG - CIEO

Especialista en Educación con Énfasis en Evaluación Educativa Universidad Santo Tomás de Aquino

Magister en Educación con Énfasis en Investigación - Universidad Santo Tomás de Aquino

Especialista en Derecho Médico Sanitario - Universidad del Rosario

Entrenamiento Filosofía de MBT- CEO - Presidente Prudente Brasil

Jefe del Postgrado de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar UNICOC

Directora de la línea de Investigación de Mini-implantes UNICOC

ASESORA METODOLÓGICA

DRA. PIEDAD MALAVER CALDERÓN.

Od. Ms. Biología Énfasis Genética Humana

**INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO
AREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR
BOGOTA 2014**

El trabajo de grado “**Medición de la fuerza generada por la mecánica tie back**” elaborado por Ruby ESperanza Ardila, Marco Antonio Gómez Lozano, Yimy Gámez Hernández, Nancy Alejandra Patarroyo Alvarez, Yuly Paola Pérez Guerrero como requisito para optar por el título de especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar.

Dra. Liliana Jara

Asesor científico

Dra. Clara López de Mesa

Asesor estadístico

Dra. Piedad Malaver Calderón

Asesora metodológica

Dra. Carmenza Macías Gutiérrez Asesora

Directora Centro de Investigaciones

Bogotá, Mayo de 2014

CONTENIDO

	PÁGINA
1. ASPECTOS TEÒRICO-CIENTÌFICOS	7
1.1 Planteamiento del problema.	7
1.2 Pregunta de investigación.	7
1.3 Justificación.	8
1.4 Propósito	8
1.5 Marco teórico.	9
1.5.1 Ligaduras distales activas con módulos elastoméricos	11
1.5.2 Tipos de ligadura distal activa	12
1.5.3 Elásticos	15
1.5.4 Fuerzas	23
1.6 Objetivos	30
1.6.1 Objetivo general.	30
1.6.2 Objetivos específicos.	30
2. ASPECTOS METODOLÒGICOS	30
2.1 Tipo de estudio.	30

2.2 Objeto de estudio.	30
2.3 Unidad de observación	30
2.4 Unidad de análisis	30
2.5 Variables	31
2.6 Criterios de inclusión y exclusión	31
2.7 Consideraciones éticas	31
2.8 Procedimiento para recolección de datos	32
2.9 Instrumento para recolección de datos	37
2.10 Método estadístico	37
3 RESULTADOS	38
4. DISCUSIÓN.	
5. RECOMENDACIONES.	
6. CONCLUSIONES.	
7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	

MEDICION DE LA FUERZA GENERADA POR LA MECÁNICA TIE BACK

1. ASPECTOS TEÓRICOS CIENTÍFICOS

1.1 PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

Para provocar un movimiento dentario es necesario la aplicación de fuerzas mecánicas capaces de activar el hueso y células relacionadas, los cambios inflamatorios en el tejido periodontal en el lado de la tensión y presión dependen de la magnitud y duración de la fuerza aplicada para iniciar un proceso de reacción ósea y aposición necesarias para producir el cambio de posición de los dientes en la arcada.⁽¹⁾ De acuerdo con la teoría de Brian Lee, la aplicación de 200 gr de fuerza por cm^2 de superficie radicular es apropiada para corregir sagitalmente las maloclusiones, debe hacerse una valoración individual para cada diente, considerando la cantidad de superficie radicular expuesta al movimiento sagital. Cuando se intenta mover toda la dentadura, la fuerza promedio aplicada para el maxilar es de 635 gr y para la mandíbula es de 550gr^(2,3). A pesar de estos datos citados, la literatura consultada no reporta información sobre la cantidad de fuerza que genera la combinación de la ligadura metálica y un módulo elástico a través de la mecánica Tie back sobre un diente, la cuál es un método para cerrar los espacios de manera controlada con una mecánica de deslizamiento. Este método ha probado ser fiable y efectivo y ha sido ampliamente aceptado por los clínicos.⁽⁴⁾

1.2 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuál es la fuerza que ejerce la mecánica tie back con el modulo elástico sobre un diente en un medio in Vitro?

1.3 JUSTIFICACIÓN

Durante el tratamiento de ortodoncia, la principal herramienta con la que se cuenta es la fuerza que se puede generar sobre los dientes por medio de la aparatología y los sistemas mecánicos usados para producir movimiento en los dientes y obtener así resultados en el tratamiento. Dichas fuerzas aplicadas tienen diferentes magnitudes dependiendo las mecánicas que se activen, y van a tener efectos sobre el ligamento periodontal de los dientes involucrados en el tratamiento, es importante conocer el valor de dichas fuerzas para prever así los efectos futuros y así mantener la salud periodontal del paciente, además Gonzalez C y Cols⁽⁵⁾ en su estudio in Vitro sugieren que se deberían realizar aún mas estudios en relación al mecanismo de tracción con ligadura metálica, como medio de difusión de fuerzas ortodónticas en los dispositivos de anclaje temporal.

1.4 PROPÓSITO

Teniendo en cuenta que para realizar cierre de espacios se utilizan distintos mecanismos con variedad de materiales, es importante conocer las características

de dichos materiales para tener mayor control sobre las mecánicas. Uno de estos mecanismos es el Tie Back que se compone de ligadura metálica y un módulo elástico, que unidos generan un eficaz método de cierre de espacios, Gonzalez y Cols ⁵ en su estudio determinaron la cantidad de fuerza en N aplicada sobre la ligadura metálica y la elongación de ésta antes de que se rompa; sin embargo no se conocen estas características en el módulo elástico, lo que permitiría que los ortodoncistas conozcan un valor real sobre la fuerza máxima que se puede aplicar en este sistema.

1.5 MARCO TEÓRICO

ANTECEDENTES

El cierre de espacios por extracciones puede ser logrado a través de dos técnicas: mecánicas friccionales (deslizamiento) o mecánicas de baja fricción (loops) ⁽⁶⁾. El uso de materiales elastoméricos juega distintos papeles dentro de la práctica ortodóncica entre los que se incluyen la fuerza de retracción para mover dientes hacia espacios de extracciones, cierre de diastemas, nivelación de línea media y cierre generalizado de espacios ⁽⁷⁾.

Al asegurar el arco a los brackets durante el deslizamiento, la cantidad de resistencia a la fricción no sólo depende de los diferentes tipos de ligaduras utilizadas, sino también en diferentes técnicas de ligado empleadas. Los diferentes métodos de unión arco-bracket (elastie, configuraciones tie), producen diferentes

niveles de fricción en la configuración arco-bracket. Los diferentes métodos que pueden ser usados son: patrón regular redondeado, patrón en ocho, método de ligadura en giro, patrón de ligadura diagonal ⁽⁸⁻¹⁰⁾.

Gupta y Ravindra concluyen que la fricción es un factor importante en todas las formas de deslizamiento mecánico, tales como el cierre de espacios, retracción canina en un sitio de extracción, en la nivelación y la alineación donde el alambre debe deslizarse a través de los brackets y tubos. La fricción puede existir en dos formas:

1. De fricción estática, que es el componente de fuerza de fricción que tiene que ser superadas para iniciar el movimiento.
2. Fricción dinámico, que es el componente de fuerza de fricción que tiene que ser superadas para mantener el movimiento. ⁽¹¹⁻¹²⁾

En 1990 se describió un método para cerrar los espacios de manera controlada con una mecánica de deslizamiento. Este método ha probado ser fiable y efectivo y ha sido ampliamente aceptado por los clínicos. Los autores recomiendan la siguiente técnica ⁽⁴⁾:

Se recomienda utilizar arcos de acero de 0,019" x 0,025" (arcos de trabajo) en una ranura de 0,022", porque los arcos de esta dimensión proporcionan un buen control de la sobremordida a la vez que permiten el deslizamiento de los sectores posteriores. Los arcos más finos no proporcionan un control tan preciso de la

sobremordida y del torque. Los arcos más gruesos limitan el deslizamiento en los sectores posteriores ⁽⁴⁾.

Los autores continúan prefiriendo ganchos soldados de latón de 0,7". Como alternativa se pueden utilizar ganchos soldados de 0,6" de acero destemplado y algunos pacientes adultos prefieren el aspecto de éstos. Las posiciones más frecuentes de los ganchos son con una separación de 36mm o 38mm en la arcada superior y 26mm en la arcada inferior. Esta medida se toma siguiendo la curvatura del arco. Los autores encuentran que la medida de 26mm en la arcada inferior es válida para la mayoría de los casos pero en la arcada superior la variabilidad individual es mucho mayor a causa de las variaciones en el tamaño de los incisivos laterales superiores. Por tanto se debe disponer de un mayor inventario de arcos con diferentes distancias entre ganchos ⁽⁴⁾.

Se recomienda que antes de iniciar el cierre de espacios, se deje el arco de 0,019" x 0,025" colocado en la boca durante un mes con ligaduras distales pasivas (Figura 1). Esto dará tiempo a que se produzcan los cambios en el torque de dientes individuales y a que se complete la nivelación de las arcadas de modo que, cuando se coloquen las ligaduras distales activas, la mecánica de deslizamiento se pueda llevar a cabo con suavidad ⁽⁴⁾.

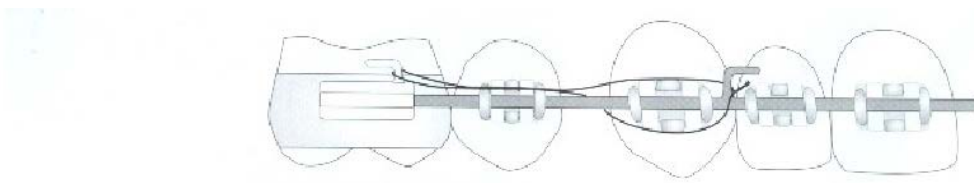


FIGURA 1. Ligadura distal pasiva. Tomado de *Mecánica sistematizada del tratamiento ortodóncico*. McLaughlin, Bennet, Trevisi ⁽⁴⁾

1.5.1 LIGADURAS DISTALES ACTIVAS CON MODULOS ELASTOMERICOS.

Estas ligaduras son simples, económicas y fiables en el ejercicio clínico diario. La colocación es fácil, lo que permite delegar su colocación con pocas complicaciones. En la mayoría de los casos se prefiere la utilización de ligaduras distales activas con módulos elastoméricos a pesar de que los resortes de níquel titanio han demostrado ser más fiables y efectivos ⁽⁴⁻¹³⁾.

Ligadura metálica .009 o .010 combinada con módulo elástico que se coloca desde el molar hasta el gancho del arco, su función es cerrar espacios.

Niveles de fuerza: las ligaduras distales elásticas se describieron originalmente utilizando un módulo elastomérico, de los que se utilizan para ligar los arcos a los brackets, estirando a dos veces su tamaño normal. Esto proporciona una fuerza de 50-100g si el módulo se estira antes de colocarlo. Si se utiliza tal y como lo sirve el fabricante, sin estirarlo previamente, la fuerza puede ser de 200g a 300g

mayor. La fuerza proporcionada por los módulos varía según el tipo de módulo utilizado, lo que se haya estirado antes de colocarlo y cuanto se estira al colocarlo. Se ha publicado que diferentes clínicos han utilizado con éxito diferentes tipos de módulos, estirándolos en diferente grado antes de colocarlos y estirándolos también en cantidades diferentes en la boca. A pesar de estas variaciones en la técnica y en los niveles de fuerza, está ampliamente aceptado que las ligaduras distales elásticas consiguen un buen cierre de espacios. Por tanto, parece que para el éxito clínico no es necesaria tanta precisión en los niveles de fuerza y que el cierre adecuado de espacios se produce en la mayoría de los casos siempre que se siga el concepto general ^(4,13)

La experiencia clínica muestra que el cierre de espacios continúa durante varios meses en pacientes que fallan a las visitas de ajuste, incluso a pesar de que los módulos estén degradados y aparentemente liberen muy poca fuerza. Se puede especular que se produce un “efecto trampolín”. Este efecto se produce con la masticación y provoca una activación intermitente ^(4,13).

1.5.2 TIPOS DE LIGADURA DISTAL ACTIVA

- Ligadura distal activa tipo 1 (módulo distal): se coloca el arco de 0.019” x 0,025” de acero ligado a todas los brackets con módulos o ligaduras metálicas. Se engancha el módulo elastomérico en el gancho del primer o segundo molar (Figura 2, 3). Se utiliza una ligadura 0,010”. Se pasa un extremo de la ligadura

por debajo del arco. Esto aumenta la estabilidad de la ligadura distal activa y ayuda a mantener la ligadura alejada de los tejidos gingivales⁽⁴⁻¹³⁾.

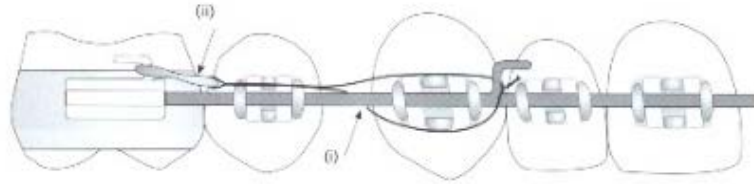


FIGURA 2. Ligadura distal activa tipo 1. Tomado de Mecanica sistematizada del tratamiento ortodóntico. McLaughlin, Bennet, Trevisi⁽⁴⁾



FIGURA 3. Ligadura distal activa tipo 1. Tomado de Mecanica sistematizada del tratamiento ortodóntico. McLaughlin, Bennet, Trevisi⁽⁴⁾

Runci y Cols⁽¹³⁾ lo describieron como un sistema que consiste en colocar el módulo elástico al gancho del primer molar y enlazar la ligadura metálica al gancho del arco, pasando la ligadura metálica por debajo del bracket del premolar.

- Ligadura distal activa tipo 2 (módulo mesial): el principio es el mismo que el del tipo 1, pero el módulo elastomérico se engancha en el gancho soldado al arco.

El arco de acero de 0,019" x 0,025" se liga en todos los brackets, exceptuando los de los premolares, con ligaduras metálicas o módulos elastoméricos. Se engancha una ligadura metálica de 0,010" a los ganchos de los primeros o segundos molares y, trenzada unas cuantas veces sobre sí misma, se engancha por el otro extremo a un módulo elastomérico sujetado al gancho del arco. Finalmente se coloca un módulo normal en el bracket del premolar cubriendo la ligadura distal activa y el arco (Figura 3, 4). Con ambos tipos de ligaduras distales activas el módulo se tensa para activarlo hasta que alcanzo un tamaño doble a su diámetro inicial, si la higiene oral es buena, se pueden espaciar las visitas de ajuste. La ligadura se puede reactivar cada 4-6 semanas y permanecer colocada el doble. Si la higiene es mala, los módulos elastoméricos se pueden deteriorar y se deben cambiar cada visita. En algunos casos, al final del cierre de espacios, puede ser útil utilizar dos módulos o complementar la ligadura distal activa con una cadeneta elástica de 10-12 anillos de molar a molar^(4,13).

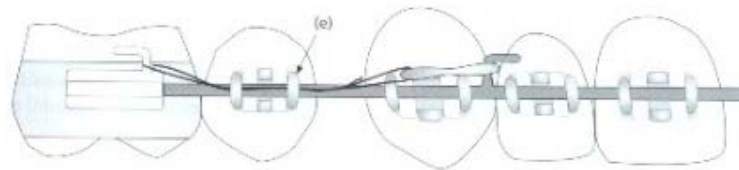


FIGURA 3. Ligadura distal activa tipo 2. Tomado de Mecanica sistematizada del tratamiento ortodóncico. McLaughlin, Bennet, Trevisi⁽⁴⁾



FIGURA 4. Ligadura distal activa tipo 2. Tomado de Mecanica sistematizada del tratamiento ortodóntico. McLaughlin, Bennet, Trevisi⁽⁴⁾

También descrita como un sistema que Consiste en enlazar la ligadura metálica a los molares y aplicar el módulo elástico al gancho del arco.

Ligadura distal activa tipo 3: Consiste en enlazar los molares y segundo premolar con la ligadura metálica y aplicar el módulo elástico al gancho del arco. ⁽¹³⁾

- Ligaduras distales activas con resortes de níquel titanio: si los espacios a cerrar son grandes o existen impedimentos para acudir regularmente a las visitas de ajuste, en vez de módulos elastoméricos se pueden utilizar muelles de níquel titanio. El reciente trabajo con resortes de Níquel titanio de Samuel y Cols ⁽¹⁰⁾, recomienda aplicar 150g como fuerza óptima para el cierre de espacios. Se encontró que los muelles de 150g eran más efectivos que los de 200g, este trabajo confirma los hallazgos anteriores que confirman que los muelles de níquel titanio producen un cierre de espacios más efectivo que los módulos

elastoméricos. Sugiere la utilización de resortes cerrados de níquel titanio para proporcionar una fuerza de 150g. Los resortes no se deben estirar más allá de las recomendaciones del fabricante (22mm para los muelles de 9mm y 36mm para los de 12mm).

Natrass y cols ⁽¹²⁾ han confirmado que la fuerza de los módulos elastoméricos disminuye rápidamente tras 24 horas y que la temperatura y el ambiente afectan a este proceso. Esta pérdida de fuerza no se produce de la misma manera con los muelles de níquel titanio. A pesar de la evidencia científica a favor de la utilización de los muelles de níquel titanio, los autores continúan utilizando módulos elastoméricos para el cierre de espacios en la mayoría de los casos. Si los espacios se cierran demasiado rápido, se puede perder el torque en los incisivos y recuperarlo puede precisar de varios meses después de haber cerrado los espacios. Los módulos elastoméricos son fáciles de usar, económicos y funcionan bien en la mayoría de las situaciones clínicas. A pesar de que los resortes de níquel titanio pueden cerrar los espacios sin cambiarlos en las visitas de control, ésta es una ventaja relativa porque, durante el cierre de espacios, es preferible quitar los arcos para comprobar su estado y acortarlos cada visita o cada dos visitas. ⁽¹²⁾

1.5.3 ELÁSTICOS.

Los elásticos en ortodoncia son una goma elástica (En algunos países se le conoce como liga o gomilla) es una banda de caucho elástica. Generalmente está unida un extremo con otro formando una especie de círculo elástico. Está formado

por las segregaciones de hule y caucho (también llamado así) de algunos vegetales y sintéticos, y contiene hidrocarburos que le dan una menor elasticidad pero le proporcionan esa dureza y adherencia características de la goma. Es un aislante perfecto del agua y de la electricidad, pero tiene poca resistencia al fuego y al calor. El comportamiento mecánico, del caucho es altamente isótropo y además incompresible. Los modelos de Ogden y Mooney-Rivlin modelizan de manera bastante realista las relaciones no lineales entre tensiones y deformaciones. Los elásticos intermaxilares son unas gomas elásticas que tienen como función mejorar la coordinación entre la arcada dental superior y inferior. En ocasiones también se pueden usar para mover algún diente en concreto. Sus posibilidades son múltiples dependiendo del caso, por ello existen gran variedad de elásticos de diferente diámetros y grosor.

En la ortodoncia con frecuencia se utilizan lazos de ligadura de acero inoxidable para mantener el arco de alambre en su lugar. Sin embargo, las ligaduras elásticas se utilizan comúnmente con brackets cerámicos para ayudar en la prestación de la apariencia estética de los aparatos. Además de la alteración en las propiedades físicas de las ligaduras elásticas durante el uso intraoral, las ligaduras claras pueden presentar variación de color. Esto puede resultar en un problema significativo porque las manchas de los elásticos, en el sistema de unión entre bracket y elástico hacen que se vuelva menos estético. ⁽¹⁴⁾

Explicaremos algunas de las funciones más habituales de elásticos aplicados a la ortodoncia.

Elásticos de intercuspidadación: Sirve para acabar de encajar la parte superior e inferior. Antes de finalizar el tratamiento es habitual que tengamos una buena coordinación entre los dientes superiores e inferiores, pero no estén del todo engranados. En estos casos los elásticos harán que exista un buen engranaje entre las arcadas para mejorar la oclusión y la estabilidad ⁽¹⁵⁾.

Elásticos de clase II: En los casos de una clase II dental (la arcada dental superior se encuentra adelantada respecto a la inferior) se pueden utilizar unos elásticos que normalmente van desde el canino superior hasta el primer molar inferior y que tienen como función retruir la arcada superior y adelantar la inferior para poder conseguir pasar a una clase I dental, es decir, a una correcta coordinación superior-inferior ⁽¹⁵⁾.

Elásticos de clase III: En los casos de una clase III dental (la arcada dental inferior se encuentra adelantada respecto a la superior) se pueden utilizar unos elásticos que normalmente van desde el canino inferior hasta el primer molar superior y que tienen como función retruir la arcada inferior y adelantar la superior para poder conseguir pasar a una clase I dental, es decir, a una correcta coordinación superior-inferior ⁽¹⁵⁾.

Corrección de mordidas abiertas: En los casos de mordidas abiertas, entre los diferentes instrumentos ortodóncicos existentes para corregirla, encontramos los elásticos intermaxilares que harían fuerzas para acercar la arcada superior y inferior que no se encuentran en contacto ⁽¹⁵⁾.

Fuerzas extraorales: También existen unos elásticos que son utilizados para realizar fuerzas desde alguna aparatología extraoral, es decir, desde algún aparato situado fuera de la boca. Los elásticos son una herramienta que se puede usar para muchas otras funciones en ortodoncia. Así, por ejemplo, se podrían usar elásticos para mover un diente a través del arco y cerrar un espacio de una extracción⁽¹⁵⁾.

Mediante la comparación In Vitro de dos marcas de elásticos de ortodoncia, tanto de látex como los que no contenían látex, las cuáles fueron sometidas a fuerza de estiramiento continuo de medición en 5 segundos, 8 horas y 24 horas tanto en condiciones secas y húmedas. Se utilizaron 105 muestras, GAC® y Lancer® 0.25 pulgadas y 4 oz, divididos en grupos de muestra de $n = 25$ por grupo. Para el ensayo en seco, los elásticos se estiraron hasta tres veces su diámetro interno durante 5 segundos (fuerza inicial), 8 horas, y 24 horas; para el ensayo en ambiente húmedo, se estiraron durante 8 y 24 horas. Ambas marcas mostraron fuerzas iniciales significativamente mayores que los especificados por el fabricante ($P < 0,05$). Comparando mojado / seco, hubo una mayor pérdida de fuerza en el medio húmedo que el seco. En cuanto a la composición elástica (látex o sin látex), la única diferencia significativa que se encontró fue entre elásticos Lancer®, en condiciones secas se observó que en los elásticos con y sin látex, la pérdida de fuerza es mayor en los elásticos libres de látex. Al comparar las marcas, hubo una mayor pérdida de fuerza con la GAC® que con Lancer®. Comparando fuerza elástica teniendo en cuenta la marca a las ocho horas y a las veinticuatro horas (sólo en condiciones de humedad), los elásticos GAC látex y sin látex y elásticos

Lancer látex mostraron significativamente menos fuerza a las ocho y veinticuatro horas con respecto a la fuerza inicial. Por otro lado, Lancer® no-látex fué el único tipo de elástico que no mostró una disminución significativa en sus características elásticas iniciales a las 8 horas en condiciones de humedad. Sin embargo, Lancer® sin látex mostró significativamente menos fuerza en condiciones de humedad a las 24 horas que las fuerzas observadas inicialmente y a las 8 horas⁽¹⁵⁾.

Un estudio evaluó el cambio a través del tiempo de los elásticos intraorales de ortodoncia en un ambiente oral simulado. Se examinaron dos marcas comerciales de elásticos American Orthodontics y Dentarum, usando tres elásticos en cada subgrupo de dos grupos (I y II). Se registró la fuerza inicial producida por los elásticos intraorales seleccionados al azar estirándolos a diferentes magnitudes: 225%, 300% y 450%. A continuación, los elásticos se dedicaban a una plantilla especial que tiene mensajes a una distancia de 14,8 mm, 19 mm y 28,4 mm con el fin de ampliar el diámetro de los elásticos por 225%, 300% y 450%, respectivamente, y se incubaron a 37°C en la saliva artificial para 24 y 48 horas de tiempo. La degradación de la fuerza de los elásticos intraorales se calcula en gramos. Los datos fueron analizados mediante ANOVA. La degradación de la fuerza fue alta durante las primeras 24 horas, y los elásticos se debe cambiar a diario⁽¹⁶⁾

Un estudio in vitro tuvo como objetivo analizar la degradación de la fuerza de cuatro marcas comerciales de elásticos (Morelli, Ormco, TP y Unitek) durante 21

días. Indicando que los elásticos se estiran y se mantienen a una distancia normalizada equivalente a una fuerza de 150 g. La cantidad de fuerza generada por los elásticos se midieron mediante el uso de un dinamómetro (ZEUZAN 300 g) a intervalos de 30 minutos, 7, 14, y 21 días. Los datos se analizaron mediante la prueba de ANOVA y de Tukey al nivel del 5% de significancia. En los resultados, se observó una reducción de 5% a 15% en la cantidad de fuerza generada por los elásticos después de 30 minutos y de 22% a 47% después de 21 días de la activación del elástico. Concluyendo que las Cadenas Unitek muestran el mayor porcentaje de degradación fuerza, mientras que TP presentó el menor porcentaje de degradación de la fuerza y tuvo la mayor estabilidad en todos los intervalos probados. ⁽¹⁷⁾

Para evaluar la extensión de fuerza de relajación de diferentes marcas y diámetros de elásticos sometidos a ensayo de tracción estática en virtud de un aparato diseñado para simular entornos orales, tamaños de muestra de 5 elásticos de American Orthodontics (AO), Tp, y Morelli Ortodoncia (Mo) de equivalente de fuerza, (3/16, 1/4, y el tamaño de 5/16 pulgadas) fueron probados y Las fuerzas se leyeron después de 1 -, 3 -, 6 -, 12, en periodos de 24 horas en una máquina de prueba de Emic con 30 mm / min velocidad de la carga de 20N. Two-way ANOVA y Bonferroni, estas pruebas se utilizan para identificar la significación estadística, donde no hubo diferencias estadísticamente entre los diferentes fabricantes en todos los intervalos de observación ($P < 0,0001$). Las relaciones entre las cargas en el período de tiempo de 24 horas fueron como sigue: Morelli > AO > Tp para 3/16, 1/4, y 5/16 elásticos. El patrón de fuerza mostró una disminución notable de

las fuerzas hasta 3 horas, un ligero aumento en algunos grupos de 3-6 horas, y un patrón de fuerza más homogénea sobre 6 - 24 horas. ⁽¹⁸⁾

Al evaluar la fuerza de la relajación de los elásticos, que ocurren dentro de las 24 horas de extensión y para estimar la extensión necesaria para alcanzar la fuerza informada. Cinco tipos de elásticos de varios fabricantes tamaño y niveles de fuerza fueron montados en una configuración de medida capaz de monitorizar los niveles de fuerza en tiempo real con un modo continuo y sin la intervención del operador. El porcentaje de la fuerza de relajación se estimó a partir de los niveles iniciales y de 24 horas, y los resultados se analizaron con análisis unidireccional de varianza y la prueba de Tukey con $\alpha = 0,05$ de nivel de significación. Los elásticos mostraron una fuerza de relajación en el orden de 25%, que consistía en un componente de alta pendiente inicial y una parte latente de disminución de la frecuencia. La mayoría ocurrió dentro de las primeras 3-5 horas después de la extensión, independientemente de su tamaño, el fabricante, o el nivel de la fuerza de los elásticos, así como las curvas de relajación iniciales se ajustaron a las ecuaciones, que describen la variación de la fuerza con el tiempo. se encontró extensión para alcanzar la fuerza notificados al rango entre 2,7 y cinco veces la longitud original. Elásticos muestran fuerza de relajación en el orden de 25%, que consiste en un componente de pendiente alta inicial y una parte latente de disminución de la frecuencia. La mayoría de la relajación se produce dentro de las primeras 3-5 horas después de la extensión, independientemente de su tamaño, el fabricante, o la fuerza de nivel del elástico. y La regla de "3" muestra una variación notable, que van de 2,7 a cinco. ⁽¹⁹⁾

Un estudio evaluó las propiedades de decaimiento de la fuerza de los diferentes tipos de elásticos de ortodoncia después de someterlos a pruebas estáticas y cíclicas. Elásticos con látex y sin látex obtenidos de GAC, American Orthodontics y Ortho-organizer fueron utilizados en un tamaño de muestra de 10 elásticos por grupo. Pruebas estáticas involucrado el estiramiento de los elásticos de tres veces el diámetro interno, mientras que en ensayos cíclicos, los elásticos se estiran hasta 50 mm para simular apertura máxima en boca. Las fuerzas generadas por los elásticos con se midieron usando la máquina de ensayo Instron y se registraron en gramos. Elásticos en promedio pierden 10 % y un 12% como resultado de la prueba estática y el 30% y el 35% como resultado de ensayo cíclico de látex y sin látex respectivamente, y la mayoría de la pérdida de fuerza se produce durante la primera media hora y después de los primeros 10 ciclos. Esta diferencia en la pérdida de fuerza entre elásticos con látex y sin látex, podría ser debido a la diferente estructura y composición del polímero en cuestión. No hay diferencias significativas entre los diferentes grupos de elásticos con látex en términos de pérdida de fuerza e incluso entre los diferentes grupos de los que no contengan látex bajo pruebas estáticas, sin embargo, en las pruebas las diferencias entre los grupos fueron detectados. Las fuerzas generadas por los elásticos son diferentes de las fuerzas etiquetadas de los fabricantes. ⁽²⁰⁾

La degradación de la fuerza de los elásticos de látex en aplicaciones clínicas y en estudios in vitro mostro de los elásticos de látex 3/16 que fueron investigados y 12 estudiantes entre las edades de 12 y 15 años fueron seleccionados para las tracciones intermaxilares y intramaxilar. Los elásticos en los grupos de control se

establecen en la saliva artificial y en condiciones secas se estiraron 20 mm. La repetida-medida el análisis de dos vías de la varianza y análisis de regresión no lineal se utiliza para identificar la significación estadística.

En general, no hubo diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes métodos e intervalos de observación. A los 24 - y los intervalos de tiempo 48-horas, la fuerza disminuye durante un ensayo in vivo y en la saliva artificial ($P < 0,001$), mientras que no hubo diferencias significativas en las condiciones en seco ($P > 0,05$). En la tracción intermaxilar el porcentaje de la fuerza inicial que queda después de 48 horas fue del 61%. En la tracción intermaxilar y en saliva artificial el porcentaje de la fuerza inicial remanente fue de 71%, y en condiciones normales 86% de la fuerza inicial se mantuvo. Degradación de la Fuerza de elásticos de látex era diferente de acuerdo a sus condiciones ambientales. Hubo significativamente más degradación de la fuerza de tracción intermaxilar que en la tracción intermaxilar. La condición de boca seca causó la menor pérdida de fuerza y no hubo diferencias entre los grupos en los diferentes momentos que empezaron a usar elásticos en la tracción intermaxilar pero no hubo diferencias significativas en la tracción intermaxilar.⁽²¹⁾

Elásticos sin látex se han introducido en ortodoncia después de un crecimiento en el número de casos de alergia al látex reportados al comparar la eficacia entre los elásticos de látex y el látex que se utilizan normalmente en las clínicas. 80 elásticos de látex y 80 fueron divididos en 4 grupos de 20 elásticos. Cada grupo fue expuesto a un número variable de apertura / cierre de los ciclos (100, 1200,

2400 o 4800), utilizando una máquina especialmente adaptado que simulaba el estiramiento de estos productos elastoméricos durante la dinámica de la boca. La máquina extendió diámetro interior de los elásticos "de 3 a 5 veces su tamaño original (la extensión es comparable a la experimentada durante los movimientos de apertura / cierre de la boca). Después de esto, los elásticos se sometieron a un ensayo de tracción dinámico utilizando la máquina Instron 4301 para evaluar la posible pérdida de la fuerza y la deformación. Los diferentes resultados se analizaron mediante el test t de Student y la prueba de ANOVA de Tuckey .y los resultados mostraron diferencias entre los dos tipos de gomas sobre todo en el comportamiento de diámetro interno: el aumento en el diámetro interior de los elásticos de látex no 'fue pronunciada. Las fuerzas aplicadas por los dos tipos de gomas fueron similares hasta alcanzar los 2.400 ciclos de apertura / cierre. A partir de entonces, los elásticos de látex perdieron una fuerza mayor ($p < 0,01$). y las pruebas sugieren que los elásticos libres de látex deben ser sustituidos con más frecuencia que los elásticos de látex convencionales.⁽²²⁾

Otro estudio evaluó los efectos de pre-estirado a tiempo dependiente de la fuerza descomposición de las cadenas elastómeros sintéticos. Métodos: Cinco unidades (12,5 mm) y 6 unidades (15,5 mm) módulos (Generación II, Ormco, Glendora , Calif) fueron pre-estirado 100% durante 1 hora ($n = 12$), 24 horas ($n = 12$), 2 semanas ($n = 12$), y 4 semanas ($n = 12$) en 37°C el agua destilada. Los módulos pre-estirados y no estirados (control) se estiran a 30 mm de 37°C el agua, y sus fuerzas se midieron a 0 horas, 1 hora, 24 horas, y semanalmente durante 4 semanas, con un medidor de fuerza digital. El pre-estirados 5 - y 6 módulos de

unidades rindieron significativamente menor fuerza inicial que los controles. Los 5 - y 6-unidad pre-estirado y grupos de control mostró la fuerza deterioro sustancial durante la primera hora. Sin embargo, en 1 hora, se encontraron las fuerzas restantes similares en el 5-unidad de pre-estirado y los grupos de control ($P > 0,05$), y se observaron pequeñas diferencias en los grupos 6-unidad. Los tipos y patrones de fuerza decaimiento de 1 hora a 4 semanas fueron bastante similares entre el control y los módulos pre-estirados tanto de la 5 - y los grupos 6-unidad. Concluyendo que Los efectos de pre-estirado en la fuerza descomposición de las cadenas elastoméricas se observaron principalmente en la primera hora. Por lo tanto, el valor clínico de pre-estirado de una cadena de elastómero sintético es cuestionable. ⁽²³⁾

Los elásticos en ortodoncia son un componente principal en la terapia de ortodoncia empleando aparatos labiales o linguales. Al investigar las propiedades de tracción de los elásticos de ortodoncia con una configuración de prueba según la norma ISO 21606:2007, de ocho fabricantes con y sin un vínculo intermodular se obtuvieron de la acción disponible en el mercado, produciendo 23 grupos con diez ejemplares cada una. Las muestras se montaron en una máquina de ensayo universal y extenderse a una velocidad de 100 mm / min hasta cuatro veces la longitud inicial y se mantuvo durante 5 segundos. Después de 5 segundos, la longitud del elástico se redujeron a una extensión de tres veces la longitud inicial y se mantiene durante 30 segundos antes de la extensión hasta el fallo. Fuerzas de cuatro veces la longitud de ensayo (f_{max1}), tres veces la longitud inicial (F_{min}), así como la fuerza (F_{max2}) y la longitud (L_{max}) en fallo se registraron. Los datos

fueron analizados estadísticamente mediante el análisis unidireccional de la varianza con el programa SPSS ® 17. El nivel de significación se fijó en $p = 0,05$. Resultados :: El análisis estadístico reveló diferencias significativas en f_{max1} , F_{min} , F_{max2} y L_{max} entre los distintos fabricantes. F_{max1} osciló entre 9,1 N y 23,2 N, $F_{mín}$ osciló entre 1,5 N y 3,0 N, F_{max2} osciló entre 15,7 N y 34,0 N, y L_{max} varió entre 425% y 629% de la longitud inicial. Concluyendo que las propiedades de tracción de los diferentes fabricantes de los elásticos de ortodoncia difieren estadísticamente de manera significativa. Por lo tanto la cantidad de fuerza ortodóncica que se aplica depende en gran medida del tipo de elásticos utilizados en combinación con los aparatos vestibulares o linguales. ⁽²⁴⁾

1.5.4 FUERZAS

El tratamiento de ortodoncia correctiva consiste en la transmisión de fuerzas mecánicas en los dientes con el fin de ajustarlos a posiciones adecuadas.

Los materiales elásticos incluyendo cadenas y ligaduras son fuentes importantes de la fuerza en el movimiento de ortodoncia. ⁽²⁵⁾

Los elásticos sintéticos se producen a partir de materiales de poliuretano derivado del aceite. El elastómero de poliuretano más utilizado en ortodoncia son las cadenas elásticas y ligaduras elásticas. Químicamente, los elastómeros son polímeros, y el origen griego de la palabra que explica su estructura, que significa "poli" "Muchos" y "simple" designar "partes". Así, los polímeros sustancias se componen de varias moléculas que se repiten para formar una cadena compuesta de unidades fundamentales, que son llamadas monómeros. Los polímeros se

componen de vínculos con atracción de bajo peso molecular primaria y secundaria. Inicialmente, el polímero muestra un patrón de espiral, cuando se deforma debido a la aplicación de una fuerza, las cadenas de polímero asumen una estructura lineal con enlaces cruzados en algunos puntos a lo largo de su eje. La modificación de la norma espiral a lineal se produce debido a las conexiones secundarias débiles, mientras que la recuperación de la estructura inicial de un polímero es debido a la existencia de entrecruzamientos. La deformación permanente se produce sólo cuando el polímero se estira más allá de su límite elástico, causando rotura de enlaces cruzados. Ellos poseen algunas ventajas, incluyendo las propiedades de memoria elástica y la biocompatibilidad, la comodidad para el paciente, de fácil limpieza, la disponibilidad en muchos colores, contribuir a la motivación de los pacientes con el tratamiento ortodoncia. Por otro lado, los elásticos sintéticos tienen graves desventajas en las que fallan para ejercer niveles constantes de fuerza durante largos períodos de tiempo y que se someten a cambios en sus propiedades físicas. Varios estudios con cadenas elásticas mostraron que estos materiales no pueden producir niveles constantes de fuerza durante largos períodos de tiempo y que la mayor disminución de su fuerza se produce en las primeras horas. Después de este período, la pérdida es más gradual. ⁽²⁵⁻²⁶⁾

La dosificación de las fuerzas durante el tratamiento de ortodoncia es uno de los aspectos más difíciles en ortodoncia. El movimiento del diente es principalmente un fenómeno del ligamento periodontal. La cuantificación de la tensión en el ligamento periodontal es importante como el estrés en este tejido se transfiere a

los alvéolos que resulta en la remodelación ósea y el posterior al movimiento del diente. ⁽²⁷⁾

Storey y Smith declararon que una fuerza óptima de 175-300 g (1,75 a 3,0 N) se requiere para retracción del canino. Nikolai sugiere que se trata de un concepto erróneo y sugirió que la fuerza aplicada a la corona debe ser equiparada con el estrés que resulta en el ligamento periodontal. ⁽²⁷⁾

Lee propuso un rango óptimo de estrés desde 150-260 gm/cm² (0,015 hasta 0,026 N/mm²) estaban obligados a producir movimientos dentales ideales, que se obtienen dividiendo las fuerzas aplicadas a la corona del diente por la zona de la superficie radicular. ⁽²⁷⁾

La reabsorción radicular inflamatoria inducida por la ortodoncia es una consecuencia patológica inevitable del movimiento dental ortodóntico. Se puede definir como un trastorno iatrogénico impredecible que se produce después del tratamiento de ortodoncia, por lo que la porción de raíz apical reabsorbida se sustituye con el hueso normal. Es un proceso inflamatorio que es extremadamente complejo y que implica diversos componentes, incluyendo fuerzas mecánicas, las raíces de los dientes, los huesos, las células, y ciertos mensajeros biológicos conocidos. ⁽²⁸⁾

En la relación entre reabsorción radicular en ortodoncia y citoquinas inflamatorias, Zhang et al (2003) indica que la IL - 1 y TNF- α son importantes para la inducción y el tratamiento de reabsorción radicular inducida mecánicamente. ⁽²⁸⁾

Nakano et al (2010) demostraron que el receptor activador del factor nuclear β ligando (RANKL) / RANGO y el factor estimulante de colonias de macrófagos (M-CSF) / sistemas de c- fms pueden estar involucrados en la reabsorción radicular como resultado de la fuerza de ortodoncia. Por lo tanto, estas citoquinas inflamatorias contribuyen a la remodelación y reabsorción del hueso alveolar durante el movimiento ortodóntico. ⁽²⁸⁾

Debido a que la fuerza de adhesión de los brackets en ortodoncia es una preocupación primaria de los clínicos y los investigadores, las pruebas de resistencia en el laboratorio de la unión proporciona una guía para la selección de los combinaciones bracket -adhesivo y permite la comparación de la capacidad de adhesión de diferentes sistemas adhesivos. ⁽²⁹⁾

La calidad de la capa de adhesivo se ha considerado como un factor importante que contribuye a la resistencia de la unión de brackets ortodónticos y por lo tanto se ha estudiado ampliamente el espesor de la capa adhesiva, el grado de conversión de monómero de la capa adhesiva, y la integridad del complejo de soporte - adhesivo esmalte marginal, son todos factores que han sido investigados. ⁽²⁹⁾

Estudios en operatoria dental han demostrado que la aplicación de una fuerza sostenida durante el proceso de unión afecta a la capa de adhesivo y mejora la resistencia de la unión principalmente debido a que reduce la interferencia de fluido desde la dentina subyacente. ⁽²⁹⁾

El movimiento de los dientes en ortodoncia se ha definido como el resultado de las diversas respuestas biológicas a las interferencias en el equilibrio fisiológico del complejo dentofacial por una fuerza aplicada externamente. Sin embargo, la búsqueda de la fuerza de ortodoncia óptima aún no ha llegado a su fin. La teoría clásica de esta interacción es la teoría de la presión y tensión que indica que al aplicar una fuerza de ortodoncia genera un lado de presión y un lado de tensión dentro del ligamento periodontal. La existencia de tales presiones diferenciales ha sido cuestionada desde entonces, y el enfoque biológico ha sido desplazado a la efecto inicial de la cepa celular y a los posteriores procesos biológicos. ⁽³⁰⁾

En la investigación de ortodoncia clínica, la búsqueda para la fuerza óptima continúa no sólo porque el movimiento de los dientes es eficiente, pero también a causa de efectos secundarios no deseados tales como la reabsorción radicular. En un estudio sobre la reabsorción radicular utilizando una fuerza dirigida hacia vestibular de 25 o 225 cN a premolares, se encontró que la extensión del movimiento del diente en la fuerza pesada promedio del grupo era casi dos veces más que en la fuerza de la luz del grupo. En otro estudio del mismo grupo de investigación para la retracción canina en cada paciente recibió 50 ó 300 cN en un lado, la cantidad de movimiento de los dientes en la fase inicial no fue relacionada con el nivel vigente, pero en etapas posteriores. ⁽³⁰⁾

Látex tiene usos generalizados dentro de la odontología como en muchos otros campos de la medicina. El látex natural es un polímero de isopreno de alto peso molecular con pequeñas cantidades de proteínas y ácidos grasos (Billmeyer,

1984). Ser demasiado débil en su estado natural, estado que tiene que ser procesado. El látex como tal, no es probable que sea un alérgeno, pero la adición de amoníaco durante el procesamiento produce proteínas que son potencialmente alergénicas. Otros aditivos químicos utilizados en el proceso de vulcanización tales como aceleradores y antioxidantes son ellos mismos alérgenos (Cronin, 1980).⁽³¹⁾

Un objetivo principal en el tratamiento de ortodoncia es ejercer una fuerza continua para garantizar el movimiento efectivo del diente con un mínimo de efectos secundarios tales como la reabsorción de la raíz y el hueso, que a su vez afecta negativamente al diente.⁽³²⁾

Los sistemas más comunes es decir los resortes helicoidales de NiTi y los productos elastoméricos, estos últimos siendo los más populares debido a la facilidad de aplicación y bajo costo, además, se sienten cómodos para los pacientes y los médicos.⁽³²⁾

Sin embargo, que no son elásticos ideales ya que se sufren deformación permanente y la fuerza de la decae a través del tiempo. El mecanismo de estas deformaciones es predominantemente adyacente deslizamiento cadena molecular y moleculares estiramiento.⁽³²⁾

Algunos clínicos y en estudios in vitro han afirmado que los resortes en espiral de NiTi son superiores a otros sistemas debido a un valor de la fuerza inicial más ligero y una lenta degradación de la fuerza. Sin embargo, según una revisión sistemática celebrada por Barlow et al., la tasa de retracción por cadena

elastomérica es similar a 150 y 200 g NiTi como con los muelles helicoidales, además que este último es más caro. Por lo tanto, es prudente que los ortodoncistas tengan en cuenta las características de los dispositivos de cierre de espacio al hacer una elección. ⁽³²⁾

Las características de desintegración de la fuerza y los patrones de relajación de la fuerza de materiales elastoméricos están influenciados por diversos factores tales como técnicas de fabricación, las condiciones ambientales y la composición química, así como la morfología y dimensiones de las cadenas. El hecho de que la temperatura y la humedad aumentan la pérdida de fuerza es muy conocido, sin embargo, los efectos exactos de los factores antes mencionados siguen siendo controversiales en la literatura. ⁽³²⁻³³⁾

La mecánica de deslizamiento se puede utilizar en los casos de extracción de un diente, apiñamiento severo, o para los problemas de discrepancia entre los arcos dentales, relacionados con el movimiento de brackets a lo largo de arco. Sin embargo, la desventaja del uso de este tipo de mecánica es la fricción generada entre el bracket y el alambre durante el movimiento de ortodoncia, en la que el rozamiento que se produce en la interfaz de bracket-arco tiende a prevenir el movimiento deseado. ⁽³⁴⁾

De acuerdo con Burrow, y Charlotte ⁽³⁴⁾, la fricción se define como la fuerza de resistencia ejercida por las superficies que se oponen al movimiento. El área de contacto está influenciada por la rugosidad y la fuerza con la que se presionan las superficies uno contra el otro. Hay dos tipos de fricción, estática y cinética. La

fricción estática se opone a cualquier uso de la fuerza, y su magnitud es exactamente lo que debe ser para evitar el movimiento entre dos superficies, hasta el punto en el que se supera y se inicia el movimiento, es decir, la fuerza aplicada no es suficiente para mover el objeto. Por otro lado, la fricción cinética se opone a la dirección de movimiento del objeto y se produce cuando los órganos están en movimiento, por lo tanto, la fricción cinética es irrelevante durante el movimiento ortodóncico de los dientes, ya que el movimiento continuo del diente a lo largo de un arco es raro clínicamente, el movimiento de deslizamiento dental es siempre precedido por la inclinación y rotación del diente. ⁽³⁴⁾

Durante el movimiento de ortodoncia, en la fase de alineación, nivelación y en la mecánica de deslizamiento durante el cierre del espacio, la situación deseable es que debería haber poca o ninguna fricción en la interfaz bracket-arco. ⁽³⁴⁾

Hay varios factores que interfieren en la fricción, pero las alteraciones a las ligaduras elastoméricas merecen atención, ya que juegan un importante papel con respecto a la fricción entre el bracket y el arco durante la mecánica de ortodoncia. Una reducción en la fricción entre el bracket y el arco de ortodoncia puede obtenerse con el uso de ligaduras elastoméricas, o con alteraciones en su composición. ⁽³⁵⁾

Introducida a principios del siglo 20 , la autoligadura no es nueva para los ortodoncistas, el concepto de ligadura de Edgewire , primero apareció alrededor de 1930, con el bloqueo del aparato Russell, que fue un intento de mejorar la eficiencia clínica , asociada a la reducción de tiempo dedicado para ligar los

brackets . Este sistema tenía una tuerca y tornillo, que creó una cuarta pared a la ranura del arco. La activación del aparato varió según la fuerza de apriete del sistema. La idea de un sistema libre de ligadura fue refinado por Wildman, con la introducción del aparato Edgelok en 1972 (Ormco , Glendora , California) .El mecanismo para ligar el arco de alambre involucraba un tapón deslizante labial alrededor de la parte superior del arco de alambre . Cuando este dispositivo vertical, era cerrado, la ranura del bracket se convertía en un tubo de cuatro paredes. En 1975 ,Hanson desarrollo el soporte de Velocidad (Strite Industries Ltd. , Ontario,Canadá) , que consta de un sistema flexible de acero inoxidable , que ejercen presión sobre el arco de alambre en la ranura , lo que permite una activación constante sobre alambres más gruesos . Este bracket, mejorado hoy en día si se reemplaza el acero inoxidable por resorte de níquel titanio que es uno de los más empleados en la actualidad.⁽³⁵⁾

En el estudio de Gonzalez C y cols ⁽⁵⁾ menciona que existen diferencias significativas entre la máxima elongación que resiste la ligadura metálica del mecanismo de tracción antes de romperse ante la fuerza ejercida y los dos tipos de mini implantes estudiados, ($p=0.008$ – Prueba ANOVA), donde la media de la máxima elongación en los mini implantes del diseño convencional importado (M1) fue de 18.12 (IC: 12.6, 23.6) y la del diseño nacional de mini implante (M2) fue de 10.4 (IC: 8.3, 12.6)

1.6 OBJETIVOS

1.6.1 OBJETIVO GENERAL

Establecer la fuerza ejercida sobre el elástico con la mecánica de Tie Back en un medio In vitro.

1.6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar la fuerza que se realiza cada vez que se estira la ligadura metálica unida a un módulo elástico en un medio In vitro.
- Definir en un medio In vitro cuál es la longitud máxima del elástico antes de llegar a la fractura.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Estudio experimental in vitro

2.2 OBJETO DE ESTUDIO

Fuerza aplicada al módulo elástico antes de que éste se rompa

2.3 UNIDAD DE OBSERVACIÓN

Premolar en cubos de acrílico con sistema Tie Back

2.4 UNIDAD DE ANALISIS

Sistema Tie Back

2.5 VARIABLES

VARIABLE	DEFINICION	NIVEL DE MEDICIÓN	OPERACIONALIZACIÓN	ESCALA	RELACIÓN
Fuerza traccional	Capacidad de acción física de elongar el elastie antes de romperlo	Cuantitativa	Newtons (N)	Ordinal	Dependiente

Longitud	Longitud máxima del elastie antes de romperse	Cuantitativa	Milímetros	Ordinal	Independent e
----------	--	--------------	------------	---------	------------------

2.6 CRITERIOS DE INCLUSION Y EXCLUSIÓN

CRITERIOS DE INCLUSIÓN	CRITERIOS DE EXCLUSIÓN
Primeros premolares de pacientes entre 18 a 30 años	Presencia de caries
Extraídos por razones ortodóncicas	Alteraciones de tejidos duros
	Malformaciones de la corona

2.7 CONSIDERACIONES ETICAS

Según la resolución 8430 de 1993 del ministerio de salud, la muestra que se tomó para este estudio, está clasificada como sin riesgo; se considera que la realización de esta investigación no tiene ninguna limitante en cuanto a efectos nocivos, factores de riesgo biológico o daños al patrimonio ecológico, moral ó personal en el todo o alguna de sus partes.

Este Instrumento legal, con fecha de Octubre 04 de 1993, señala, regula y establece el alcance científico, técnico y administrativo de la investigación en salud dentro del territorio de la República de Colombia.

Se declara que no existe conflicto de intereses entre los integrantes de esta investigación.

Este estudio fue aprobado por el comité de investigación de UNICOC.

2.8 PROCEDIMIENTO PARA LA RECOLECCION DE DATOS

Se realizó un estudio experimental in vitro, donde se midió la cantidad de fuerza ejercida por la mecánica Tie back. Se utilizaron 20 premolares superiores (primeros premolares) inmersos en un cubo de acrílico (2cm de alto, 2cm de profundidad y de 8cm de largo) y con un bracket técnica MBT® de la casa comercial 3M™ cementado en el centro de la corona clínica (Figura 5). Para la selección de los dientes se tuvo en cuenta que estuvieran sanos, con integridad radicular, sin dilaceraciones, sin alteraciones en el esmalte, que no tuvieran alteraciones de morfología. Las variables que se tuvieron en cuenta fueron la fuerza traccional y la longitud del elastíe antes de romperse.



Figura 5. Bloque de acrílico usado con un premolar inmerso en la mitad, con bracket 3M™ cementado en el centro de la corona clínica

Para la cementación de los brackets se utilizó ácido fosfórico al 37% por 20 segundos, se lavó y se secó la superficie, se aplicó adhesivo y se fotocuró por 10 segundos. Se aplicó la resina (Transbond™ XT de 3M Unitek) en la base del bracket y éste se ubicó en el centro de la corona clínica del diente, se fotocuró durante 20 segundos. Se realizó una prueba piloto con el fin de observar y controlar deficiencias en el proceso de toma de las pruebas mecánicas definitivas y con el fin de observar la estabilidad del bloque acrílico al momento de realizar la medición. (Figura 6)



Figura 6. Instrumental y materiales usados en el estudio

Para las pruebas definitivas se utilizaron 20 premolares ubicados en su respectivo bloque acrílico, que se sujetaron al dispositivo de medición mediante abrazaderas metálicas que tenían las mismas dimensiones del cubo acrílico (Figura.7); dichos cubos se sumergieron previamente en solución balanceada y estabilizada de electrolitos (Salivar®) de Laboratorios Farpag® para simular la humedad de la cavidad oral.

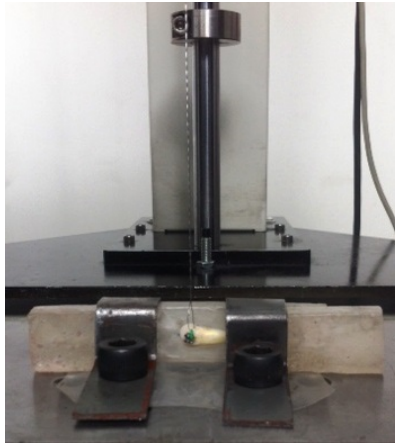


Figura 7. Abrazaderas de acrílico que sujetaban el cubo al dispositivo de medición.

Para simular la mecánica Tie Back se usaron 10 llaves de elastíes de la casa comercial Dentaurem® en 10 colores diferentes (rojo, amarillo, azul, verde, rosado, fucsia, negro, blanco, transparente y gris), se usaron dos elastíes de cada color para completar las 20 pruebas del estudio, ubicando el elastíe en el hook del bracket, y en su otro extremo se puso ligadura metálica marca Dentaurem® de calibre 0.10 cuyos extremos libres fueron sujetos a un dispositivo metálico tipo tenaza (Figura 8) del aparato de medición Shimadzu Universal Testing Instruments serie AG-IS con certificación ISO9001(Figura 9) ubicado en el laboratorio de Ensayos Mecánicos y Deformación Plástica del Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica de la Universidad Nacional de Colombia.



Figura 8. Dispositivo metálico tipo tenaza que sostiene el extremo libre de la ligadura metálica



Figura 9. Aparato de medición Shimadzu Universal Testing Instruments serie AG-IS

Se realizó la medición de la cantidad de fuerza que se aplica al elástico y a su vez se tuvo en cuenta la longitud que éste logró antes de romperse (Figura 10). Se finalizó con la realización de todas las pruebas mecánicas de fuerza traccional.

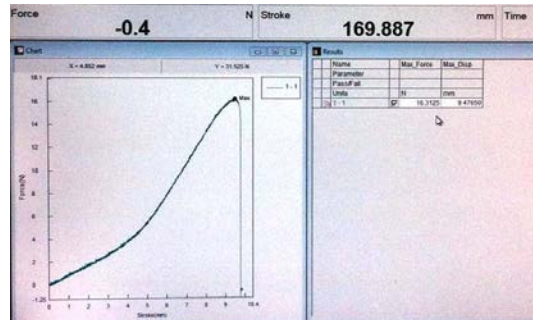


Figura 10. Curva de medición de la cantidad de fuerza y longitud del elástico antes de romperse

2.9 INSTRUMENTO PARA RECOLECCION DE DATOS

VER ANEXOS

2.10 METODO ESTADÍSTICO

Se elaboró una base de datos en Excel y se procesó en paquete estadístico IBM.SPSS V22. Se utilizó el coeficiente de correlación de Pearson para hallar el resultado de la longitud máxima al aplicar una fuerza determinada en el elástico.

3. RESULTADOS

Se realizaron un total de 20 pruebas para establecer la fuerza generada sobre el elástico en la mecánica Tie back. (Tabla 1)

El promedio de fuerza máxima resistida por el elástico antes de romperse fue de 17.5 N (0.001734gr) (DS= 1.6), a su vez el promedio de longitud máxima alcanzada antes de la ruptura del elástico es de 10.8mm (DS= 1.9).

Teniendo en cuenta que los datos de la prueba 15 son datos extremos, se obviaron.

	Fuerza Máxima	Desplazamiento Máximo
Unidades	N (Newtons)	mm (milímetros)
1 – 1	15.65	7.939
1 – 2	17.37	11.432
1 – 3	19.27	11.959
1 – 4	15.18	8.580
1 – 5	17.50	11.089
1 – 6	20.90	15.181

	Fuerza Máxima	Desplazamiento Máximo
Unidades	N (Newtons)	mm (milímetros)
1 – 7	17.75	10.189
1 – 8	16.13	10.188
1 – 9	18.55	11.131
1 - 10	17.25	10.939
1 - 11	15.65	7.939
1 - 12	17.25	10.939
1 - 13	19.27	11.959
1 - 14	16.13	10.188
1 - 15	18.55	11.131
1 - 16	20.90	15.181
1 - 17	17.75	10.189
1 - 18	15.18	8.580
1 - 19	17.50	11.089

	Fuerza Máxima	Desplazamiento Máximo
Unidades	N (Newtons)	mm (milímetros)
1 - 20	17.37	11.432

TABLA 1. Resultados de fuerza aplicada al elástico con la mecánica Tie Back y máxima elongación antes de romperse

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	7,939	2	10,0
	8,580	2	10,0
	10,188	2	10,0
	10,189	2	10,0
	10,939	2	10,0
	11,089	2	10,0
	11,131	2	10,0
	11,432	2	10,0
	11,959	2	10,0
	15,181	2	10,0
	Total	20	100,0

TABLA 2. Longitud máxima de los elastíes

En cuanto a la longitud del elástico se observaron valores tales como: 7.939mm(10%) (n=2), 8.580mm(10%) (n=2), 10.188mm(10%) (n=2), 10.189mm(10%) (n=2), 10.939mm(10%) (n=2), 11.089mm(10%) (n=2), 11.131mm(10%) (n=2), 11.432mm(10%) (n=2), 11.959mm(10%) (n=2) (Tabla 2). Se encontró que en cuanto a la magnitud de la fuerza, ésta se halló en un valor de 15.18N (10%) (n=2), 15,65N(10%) (n=2), 16.13N(10%) (n=2), 17.25N(10%) (n=2), 17.37N(10%) (n=2), 17.50(10%) (n=2), 17.75N(10%) (n=2), 18.55N(10%) (n=2), 19.27N(10%) (n=2) (Tabla 3).

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	15,18	2	10,0
	15,65	2	10,0
	16,13	2	10,0
	17,25	2	10,0
	17,37	2	10,0
	17,50	2	10,0
	17,75	2	10,0
	18,55	2	10,0
	19,27	2	10,0
	20,90	2	10,0
	Total	20	100,0

TABLA 3. Fuerza máxima de los elásticos

Al correlacionar la longitud resultante de los elásticos y al aplicar una fuerza de 17.5 N se observó un coeficiente de correlación $r = 0.927$ ($p < 0.001$), lo cual indica que a mayor fuerza se obtiene una mayor longitud de los elásticos. (FIGURA 7).

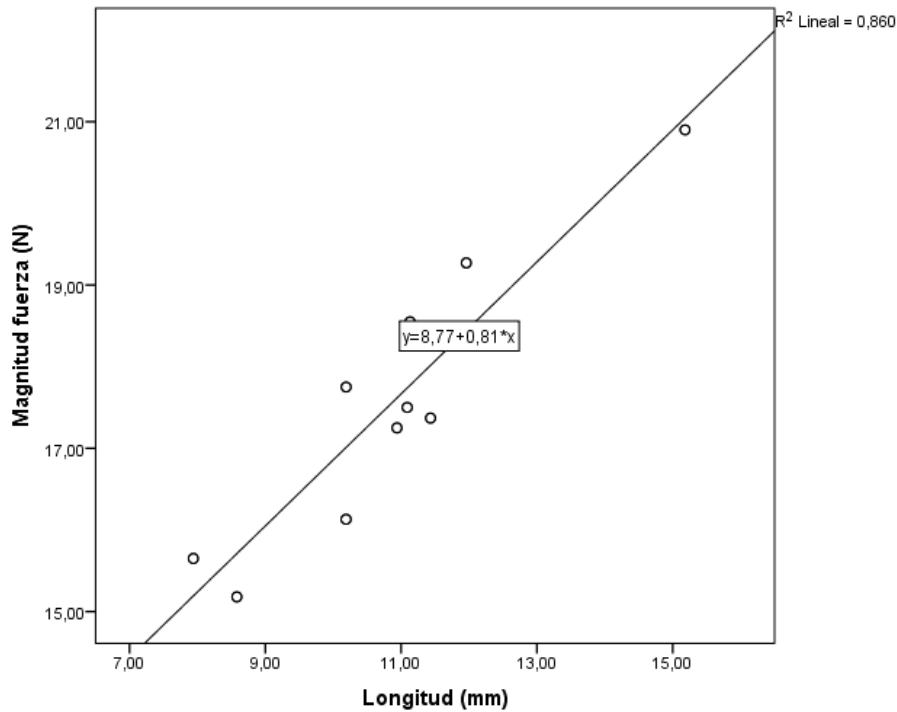


Figura 8. Correlación de la longitud del elástico con la magnitud de la fuerza

En la figura 8 se observa la frecuencia del número de veces en la que se expande el elástico según la fuerza usada, se observa que los elásticos al expandirse el doble que es lo recomendado por la literatura, generan una fuerza menor a 15 N, el diámetro máximo encontrado es de 12mm

4. DISCUSIÓN

La mecánica Tie Back introducida en 1990 ha probado ser fiable y efectiva y ha sido ampliamente aceptada por los clínicos ⁽⁴⁾.

En el presente estudio, se encontró que la fuerza máxima ejercida por los elásticos antes de llegar a la fractura, es de 17.5N (0.001734gr) y la longitud máxima alcanzada es de 10.8mm, Canut J. en el 2000, reportó que La fuerza óptima para el movimiento ortodóncico de los dientes durante el cierre de espacios tiene un rango entre 70 gramos de fuerza para los incisivos y 120 gramos para los molares. Además este mismo autor refiere que fuerzas ligeras (generalmente menores de 200 gramos) pueden producir una adecuada respuesta biológica en los tejidos periodontales y fuerzas altas están asociadas con hialinización, reabsorción ósea y con reabsorción radicular. ⁽³⁷⁾

Es de anotar que hay dispersión de los datos, relacionado con los colores de los módulos elásticos utilizados para realizar las pruebas ya que cada color se comportó de una manera similar en cuanto a los valores de longitud máxima y fuerza ejercida; Soldati y Cols en su estudio in Vitro en 2013 concluyeron que el proceso de fabricación puede afectar la porosidad, suavidad de la superficie y calidad final de los elásticos, además de enfatizar que algunas ligaduras vienen disponibles de manera individual, mientras que otras vienen como llaves de ligaduras que deben ser cortadas individualmente, el proceso de separación puede acarrear imperfecciones en la superficie del elástico lo cual puede afectar las características del mismo. ⁽¹⁴⁾ Teniendo en cuenta las características físicas de

los elásticos como su resistencia a fuerzas traccionales, en la búsqueda realizada no se encontró evidencia científica indexada en las principales bases de datos como EBSCO, COCHRANE y PUBMED, que permitieran conocer dicho comportamiento.

González y Cols en 2013, en su estudio, en el cual evaluaron la elongación y fuerza máxima traccional de la ligadura metálica, usando dos grupos de mini implantes como sistema de anclaje, obtuvieron que la fuerza máxima resistida por la ligadura metálica antes de romperse era de 0.007548 gr, con una elongación máxima antes de romperse de 10.43mm⁽⁵⁾. Sin embargo, en el presente estudio, el elastíe se fracturó, mientras que la ligadura metálica nunca llegó a este punto, por lo tanto se puede afirmar que en cavidad oral no se verá reflejada la fuerza máxima generada por la ligadura metálica, ya que al realizar la mecánica ésta última no se rompe, además que la fuerza total de la mecánica según este estudio y contrastando con González y Cols es de 0.009282gr (91.5N).

McLaughlin, Bennett, Trevisi, quienes propusieron originalmente la mecánica Tie Back reportan que el elástico debe estirarse sólo dos veces su longitud⁽⁴⁾, teniendo en cuenta esto , lo obtenido en el presente estudio y en el estudio de González y Cols., observamos que ésta técnica proporciona una fuerza total de de 339.3 gr, ya que el elastíe aporta 972 gr al estirarse al doble de su diámetro y la ligadura aporta una fuerza de 632.7 gr, además considerando que la tercera ley de Newton de acción reacción nos expone que por cada fuerza que actúa sobre un cuerpo este realiza una fuerza de la misma intensidad pero en sentido contrario sobre el

cuerpo que la produjo, y a su vez teniendo en cuenta que las fuerzas del tie back son en la misma dirección sobre un mismo cuerpo, estas dos se anulan, con lo que observamos que es una mecánica segura, ya que proporciona la fuerza adecuada para generar el movimiento dental requerido para el cierre de espacios sin producir daños sobre el periodonto y además, en caso de que se elongue más de lo permitido por ejemplo en la elongación adicional que se da al momento de la masticación de alimentos.

Los hallazgos en el presente estudio arrojan evidencia acerca de la variabilidad de fuerza que puede soportar un elástico frente a fuerzas de tracción así como en la longitud máxima, sin embargo, las condiciones in vitro del estudio no tuvieron en cuenta los posibles efectos que el acúmulo de placa además de factores mecánicos como el cepillado y la masticación podrían tener sobre la fuerza máxima resistida por el elástico y la longitud que este alcanza antes de romperse.

El presente estudio se enfocó en evaluar la cantidad de fuerza y la longitud máxima que resistía el elástico y no en asociar estas características con los diferentes colores de elásticos usados

5. CONCLUSIONES

Se encontró que la fuerza máxima ejercida por los elásticos antes de llegar a la fractura, es de 17.5N (0.001734gr gr) y la longitud máxima alcanzada es de 10.8mm.

La fuerza total de la mecánica según este estudio es de 339.3 gr.

Los resultados de este estudio In vitro indican que la mecánica Tie Back aplica fuerzas dentro de los parámetros permitidos para el cierre de espacios, por lo tanto se considera un técnica segura.

El valor de fuerza y longitud máxima del elástico están relacionados con el color del módulo elástico usado.

6. RECOMENDACIONES

Se recomienda realizar más investigaciones comparando distintas marcas comerciales de módulos elásticos así como evaluar las características teniendo en cuenta el color.

REFERENCIAS

1. Mérida I., Movimiento ortodóntico y sus factores modificantes. Revisión bibliográfica. Revista latinoamericana de ortodoncia y odontopediatría. 2011;14(2): 1-23
2. Ferrat M., Ruiz P., Elásticos intermaxilares, Orthodontic cyberjournal, 2002; 11(4): 150-152. Internet: <http://orthocj.com/>
3. Pantoja E., Avila V., Reyes H., Determinación de la pérdida de fuerza y longitud de Cadenas Elastomericas en cultivos bacterianos, Revista latinoamericana de ortodoncia y odontopediatría, 2012;6(4) 61-19.
4. McLaughlin, Bennett, Trevisi. Mecánica sistematizada del tratamiento ortodóntico. Mosby/Elsevier, Primera edición, Madrid 2004. Capítulo 8.p 255-258.
5. Gonzalez C., Reyes T., Torre J. Jara L., Comparación de la retención mecánica a la fuerza de tracción en dos diseños de mini-implantes ortodónticos. Trabajo de grado Ortodoncia y Ortopedia Maxilar Bogota D.C: Colegio odontológico colombiano, Área de educación avanzada y continuada Postgrado de ortodoncia y ortopedia maxilar, 2012. 34p
6. Sowmya K.S, Chandralekha B., Uma H., Shashikala K., Padmini M, Comparison of Active Tie Backs and Nickel Titanium Coil Springs in Canine Retraction: A Clinical Study with the MBT System, Orthodontic cyberjournal [revista online], enero 2011. [citado 2014 Febrero 05]. Disponible en: URL:

<http://orthocj.com/2011/01/comparison-of-active-tie-backs-and-nickel-titanium-coil-springs-in-canine-retraction-a-clinical-study-with-the-mbt-system/>

7. Nieto M, Barrera JP, González EJ, Parra IL, Rodríguez AC. Comparación de la resistencia al deslizamiento en brackets de autoligado y brackets convencionales ligados con ligadura elastomérica convencional y ligaduras de baja fricción. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2012; 23(2): 192-206.

8. Govind R. Suryawanshi y Cols., In vitro evaluation of different methods of ligation on friction in sliding mechanics, Journal of orthodontics 2013;14(2):102– 109.

9. Loftus B, Artun J. A model for evaluating friction during orthodontic tooth movement. European Journal of Orthodontics 2001;7(3) 253–261.

10. Samuels RH., Rudge SJ, Mair LH. A clinical study of space closure with nickel-titanium closed coil springs and an elastic module. American Journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. 1998 1(14): 73-79.

11. Gupta A , Ravindra B The Effect of Various Ligation Methods on Friction in Sliding Mechanics. J Ind Orthod Soc 2013;47(2):83-87.

12. Nattrass C., Ireland A., Sherriff M., The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. European Journal of orthodontics. 1998 8(20): 169-176.

13. Runci M, Plaza S, Amaya S. Guía terapéutica para el manejo de la filosofía MBT. 1º parte. Revista Odontos. 2007; 4(12): 125-130.

14. Soldati D, Silva R, Oliviera A, Kaizer M, Moraes R. Color stability of five orthodontic clear elastic ligatures. *Orthodontics [Revista Online]*. Mayo 2012. [citado 2014 febrero 05] .Disponible en: URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23646339>
15. López N, Ascensión V, Bravo L; In vitro study of force decay of latex and non-latex orthodontic elastics; *European Journal of Orthodontics*. 2012 11(3): 202–207.
16. Santosh R, Shashanka Kumar. Evaluation of change - in- schedule of intra oral orthodontic; *Annacs and Essences of Dentistry*. 2010;3(1): 87-93.
17. Fernandes D.J, Gisele M; Force Relaxation Characteristics of Medium Force Orthodontic Latex Elastics: A Pilot Study; *International Scholarly Research Network ISRN Dentistry*. 2011; 4(9): 134- 140
18. Lopes da Silva D, Kochenborger C , Menezes M .E Degradação de forças em correntes elásticas ortodônticas. *Rev. odonto ciênc*. 2009;24(3):274-278.
19. Zinelis G.C ;Orthodontic Latex Elastics: A Force Relaxation Study; *Angle Orthodontist*. 2006,76 (3):475-479.
20. Aljhani, A S, Abdullah M.; The effect of static and dynamic testing on orthodontic latex and non-latex elastics; *Orthodontic Waves*. 2010, 69 (3); 117-122.
21. Wanga T; Zhoub G; Tanc X; Dongd Y; Evaluation of Force Degradation Characteristics of Orthodontic Latex Elastics in Vitro and In Vivo; *Angle Orthodontist*. 2007;77 (4): 125-132

22. Gandini P, Gennai R, Bertoncini C, Massironi S. Experimental evaluation of latex-free orthodontic elastics: behaviour in dynamics; Prog Orthod Journal. 2007;8(1):88-99.
23. Kyung-Ho K, Chun-Hsi Ch, Kwnagchul Ch, Leec J.S, Robert L. Vanarsdall D; Effects of prestretching on force degradation of synthetic elastomeric chains; American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2005;128 (4):477–482.
24. Philipp M, Dittmer A Phillip D ; Tensile Properties of Orthodontic Elastomeric Chains. Journal of Orofacial Orthopedics, J Orofac Orthop 2010; 4(12): 134-145.
25. Lopes da Silva D, Kochenborger C, Menezes E. Force degradation in orthodontic elastic chains. Rev. odonto cient. 2009;24(3):274-278.
26. Baccetti T, Franchi L, Camporesi M, Defraia E, Orthodontic forces released by low-friction versus conventional, systems during alignment of apically or buccally malposed teeth European Journal of Orthodontics. 2011 (33): 50–54.
27. Hemanth M, Siddharth D, Orthodontic Force Distribution: A Three-dimensional Finite Element Analysis World Journal of Dentistry, 2010;1(3):159-162.
28. Asano M, Yamaguchi M, Nakajima R , Fujita S, Utsunomiya T, Yamamoto H, Kasai K. IL-8 and MCP-1 induced by excessive orthodontic force mediates odontoclastogenesis in periodontal tissues, Oral Diseases. 2011;17: 489–498.

29. Montasser M. Effect of applying a sustained force during bonding orthodontic brackets on the adhesive layer and on shear bond strength, *European Journal of Orthodontics*. 2011 4(33) :402–406.
30. Van Leeuwen E, Kuijpers-Jagtman A, Von den Hoff J, Wagener F, Maltha J. Rate of orthodontic tooth movement after changing the force magnitude: an experimental study in beagle dogs. *Orthod Craniofac Res*. 2010;13:238–245.
31. López N, Vicente A, Bravo L, Calvo J, Canteras M, In vitro study of force decay of latex and non-latex orthodontic elastics. *European Journal of Orthodontics*. 2012 3(34): 202–207.
32. Mirhashemi A, Saffarshahroudi A., Sodagar A., Force-Degradation Pattern of Six Different Orthodontic Elastomeric Chains. *Journal of Dentistry*, 2012; 9(4): 112-116.
33. Weissheimer A, Locks A, de Menezes L, Borgatto A, D'Agostini C. In vitro evaluation of force degradation of elastomeric chains used in Orthodontics. *Dental Press J Orthod*. 2013;18(1):55-62.
34. Ramos F, Scudeler S, Carlos Alberto Malanconi Tubel¹, Viviane Veroni Degan¹, Adriana Simone. Effect of elastomeric ligatures on frictional forces between the archwire and orthodontic bracket. *Braz J Oral Sci*. 12(1):41-45.
35. Sathler R. Goncalves R, Janson G et al. Demystifying self-ligating brackets, 2011;16(2):50-58

36. Soldati D., Silva R., Oliveira A., Kaizer M., Moraes R., Color Stability of five orthodontic clear elastic ligatures. *J. of Orthodontics*. 2013; 14(2): 60-65.
37. Canut J. *Ortodoncia clínica y terapéutica*. Editorial Masson, segunda edición, Barcelona, España; 2000. p366-84.