



Universidad de Oviedo



ASTURIAS
CAMPUS DE EXCELENCIA
INTERNACIONAL

**UNIVERSIDAD DE OVIEDO
MÁSTER UNIVERSITARIO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA
DENTOFACIAL**

**ESTUDIO *IN VITRO* DE LA PÉRDIDA DE FUERZA DE
ELÁSTICOS DE ORTODONCIA CON LÁTEX Y LIBRES
DE LÁTEX**

Noelia López Ronquillo

**Trabajo Fin de Máster
Mayo 2015**



Universidad de Oviedo



ASTURIAS
CAMPUS DE EXCELENCIA
INTERNACIONAL

**UNIVERSIDAD DE OVIEDO
MÁSTER UNIVERSITARIO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA
DENTOFACIAL**

**ESTUDIO *IN VITRO* DE LA PÉRDIDA DE FUERZA DE
ELÁSTICOS DE ORTODONCIA CON LÁTEX Y LIBRES
DE LÁTEX**

Noelia López Ronquillo

**Trabajo Fin de Máster
Mayo 2015**

Dr. Alberto Álvarez Suárez
Tutor



RESUMEN

Los elásticos de ortodoncia son elementos activos que forman parte de la aparatología ortodóncica, generan fuerzas que se traducen en movimiento dental. El conocimiento del comportamiento de los elásticos en ortodoncia es de vital importancia para realizar una correcta práctica clínica.

La pérdida de fuerza que sufren los elásticos representa su mayor inconveniente desde el punto de vista clínico, probablemente esta pérdida de fuerza se ve acentuada en condiciones ambientales adversas, incluidas aquellas asociadas a la cavidad bucal. Esto hace difícil al clínico determinar la fuerza real que se transmite al diente. Repasaremos algunos de los factores que pueden influir en la pérdida de fuerza de los elásticos: agua, tiempo, preestiramiento, extensión, pH, dieta, alcohol, temperatura, composición, uniformidad y fuerza de los elásticos.

Atendiendo al material utilizado en su fabricación, podemos clasificar los elásticos en dos tipos: con látex (de goma natural) y libres de látex (sintéticos). La indicación del uso de elásticos sintéticos está relacionada con la hipersensibilidad al látex.

Mientras que las características y las propiedades de los elásticos con látex han sido estudiadas ampliamente, los estudios sobre elásticos de ortodoncia libres de látex son limitados y controvertidos. La guía de uso clínico para los elásticos con látex no tiene por qué ser necesariamente aplicable a los elásticos sin látex. Por lo tanto, las propiedades de los materiales sin látex deben ser evaluadas experimentalmente y comparadas con las de los materiales con látex, para desarrollar una guía de uso clínico



Universidad de Oviedo



ASTURIAS
CAMPUS DE EXCELENCIA
INTERNACIONAL

En el presente trabajo realizamos una exhaustiva revisión bibliográfica sobre el comportamiento de los elásticos de ortodoncia, así como sobre la problemática de la alergia al látex. También incluimos nuestro estudio sobre la pérdida de fuerza de elásticos de ortodoncia con látex y libres de látex, que fue publicado en la *European Journal of Orthodontics* en el año 2011.

El objetivo del estudio fue evaluar *in vitro* la fuerza proporcionada por elásticos con látex y libres de látex de dos compañías diferentes, a los 5 segundos, 8 horas y 24 horas, tras ser mantenidos a una extensión constante en medio seco y en medio húmedo.



Universidad de Oviedo



ASTURIAS
CAMPUS DE EXCELENCIA
INTERNACIONAL

ABSTRACT

Orthodontic elastics are active elements which form part of the orthodontic appliance; they provide forces that produce dental movement. The knowledge of elastic behaviour in orthodontics has a great importance to carry out a correctly clinical practice.

Force decay over a period of time is a major problem in clinical usage of elastics. Probably, this decay of force increase in adverse environmental conditions, including those associated to oral cavity. This loss of force makes it difficult for the clinician to determinate the actual force transmitted to the dentition. We are going to talk about some factors that can have an influence in the loose force of the elastics: such as water, time, prestretching, extension, pH, diet, alcohol, temperature, composition, uniformity and elastic strength.

According to the material used in their manufacture, there are two types of elastics: latex elastics (made of natural rubber) and non-latex elastics (made of synthetic products). The use of synthetic elastics is in relation to latex-sensitive patients.

While there have been a fair number of studies of the characteristics and properties of latex elastics, studies of non-latex elastics are few and controversial. The clinical guidelines for use of latex elastics may not necessarily apply to the use of non-latex elastics. Consequently, the material properties of non-latex elastics must be evaluated experimentally and compared with latex materials to develop clinical guidelines for non-latex elastics.



Universidad de Oviedo



ASTURIAS
CAMPUS DE EXCELENCIA
INTERNACIONAL

In the present piece of work we carry out an exhaustive literature review about orthodontic elastic behaviour as well as problems that may occur with latex allergy. We also include our research about force decay of latex and non-latex orthodontic elastics, which was published in the European Journal of Orthodontics in 2011.

The aim of this research was to evaluate *in vitro* the force of latex and non-latex elastics from two different manufacturing companies, at 5 second, 8 hours, and 24 hours, after having been subjected to constant stretching in both wet and dry environments.



Índice

1. Introducción.....	1
2. Generalidades de los elásticos de ortodoncia	2
2.1. Definiciones.....	7
2.2. Propiedades	8
2.3. Clasificación.....	9
2.4. Ventajas de los elásticos.....	12
2.5. Desventajas de los elásticos	13
3. Evolución histórica.....	15
4. Factores que influyen en la pérdida de fuerza.....	21
4.1. Agua y tiempo	24
4.2. Preestiramiento	28
4.3. Extensión	30
4.4. pH.....	31
4.5. Dieta	34
4.6. Alcohol	37
4.7. Temperatura.....	38
4.8. Composición.....	39
4.9. Uniformidad y fuerza de los elásticos	40
5. Fuerza ideal para producir el movimiento dental.....	43
6. Fuerza inicial ideal	49
7. El látex.....	53
7.1. Introducción.....	55
7.2. Alergia al látex	57
8. Justificación del estudio	61
9. Artículo.....	65
10. Bibliografía.....	75



Tabla de Ilustraciones

Figura 1.	Elástico de Leone	9
Figura 2.	Elásticos de Forestadent.....	9
Figura 3.	Elásticos de GAC.....	10
Figura 4.	Elásticos de Glenroe	10
Figura 5.	Elástico de Lancer.....	10
Figura 6.	Elásticos de RMO	10
Figura 7.	Tabla de descripción de elásticos propuesta por RMO.....	11
Figura 8.	Diagrama de pérdida de fuerza durante 3 semanas.....	25
Figura 9.	Diagrama de pérdida de fuerza de cadenas elastoméricas	26
Figura 10.	Diagrama de la pérdida de fuerza de elásticos con látex	27
Figura 11.	Gráficos de fuerza-resistencia.....	32
Figura 12.	Secuencia de los grupos del experimento	35
Figura 13.	Valores medios de fuerza de los elásticos intermaxilares.....	36
Figura 14.	Vista superior y lateral de elásticos	40
Figura 15.	Dr. Clemens Von Pirquet.....	58
Figura 16.	Arthur Fernández-Coca.....	58

1. INTRODUCCIÓN



El movimiento dental en ortodoncia resulta de la aplicación de fuerzas a los dientes. Los recursos utilizados para producir movimientos dentarios incluyen elementos activos y pasivos. Los primeros son: alambres, resortes y elásticos, su papel es producir y mantener una fuerza. Los segundos son: bandas, tubos y brackets, que son medios de fijación de los elementos activos (Proffit, 1994).

Por lo tanto, el conocimiento del comportamiento de los elásticos en ortodoncia es de vital importancia para realizar una buena práctica.

Los elásticos en ortodoncia han sido usados tanto intra como extraoralmente con un gran efecto. Su uso, combinado con la cooperación del paciente, permiten al ortodoncista corregir discrepancias tanto verticales como anteroposteriores (Kamisetty, 2013). La pérdida de fuerza que sufren los elásticos es el mayor problema de su uso clínico, esto hace difícil al clínico determinar la fuerza real que se transmite al diente.

Atendiendo al material utilizado en la fabricación de los elásticos de ortodoncia, podemos clasificarlos en dos tipos: con látex (de goma natural) y libres de látex (sintéticos). La indicación del uso de elásticos sintéticos está relacionada con la hipersensibilidad al látex (Pithon, 2013; Kamisetty, 2014).

Los elásticos libres de látex fueron inicialmente producidos por la industria petroquímica, en los años 20, pero su uso en odontología se propagó en los años 60 debido a los estudios en la literatura de pacientes con alergia a los elásticos con látex (Pithon, 2013). Desde principios de los 90 existen en el mercado ortodóncico elásticos libres de látex.

Mientras que las características y las propiedades de los elásticos con látex han sido estudiadas ampliamente, los estudios sobre elásticos de ortodoncia libres de látex son limitados y controvertidos.

2. GENERALIDADES DE LOS ELÁSTICOS DE ORTODONCIA



2.1. Definiciones

Entendemos por *elasticidad* como la propiedad de un material para recobrar su forma original después de sufrir una deformación substancial (Moris, 2009).

Elastómero es un término general aplicado a los materiales poliméricos que recobran sus dimensiones originales inmediatamente después de una deformación substancial (Kamisetty, 2014). Según esta definición son elastómeros:

- La goma natural o látex, extraídos de los árboles del caucho.
- Los polímeros de goma sintética, tales como la goma de estireno butadieno, butilo, poli-isopropeno, polibuadieno, etilprofileno, teflones, hipalóny, siliconas, etc.

El *límite elástico* es la cantidad de distorsión forzada sin deterioro y pérdida de elasticidad (Langlade, 2000a).



2.2. Propiedades

Las propiedades elásticas de estos materiales derivan de los enlaces cruzados irregulares de cadenas moleculares muy largas unidas en ciertos puntos por enlaces covalentes, entre diferentes átomos, como azufre, con 2 átomos de carbono (Jastrebski, 1987).

Un material elástico generalmente presenta 3 propiedades (Langlade, 2000a):

- 1 –Una distorsión que no exceda su límite de elasticidad
- 2 - Físicamente homogéneo
- 3 – Isótropo, proporcionando la misma fuerza en cualquier dirección



2.3. Clasificación

De forma general, los elásticos de ortodoncia los podemos clasificar de la siguiente manera:

- Intraorales (intramaxilares e intermaxilares)
- Extraorales (como complemento de aparatos extraorales, como la tracción extraoral o la máscara facial)

Se presentan en bolsas de plástico decoradas con símbolos variados (colores, animales, deportes, países, plantas, frutas...) en función del tamaño y de la fuerza, que ayudan a los pacientes a reconocer los elásticos.



Figura 1. Elásticos de Leone. Tomado de: Catálogo Leone, 2013.



Figura 2. Elásticos de Forestadent. Tomado de: Kamisetty, 2014.



Universidad de Oviedo

Generalidades de los elásticos de ortodoncia



Figura 3. Elásticos de GAC Tomado de:
Kamisetty, 2014.



Figura 4. Elásticos de Glenroe. Tomado de:
Kamisetty, 2014.



Figura 5. Elásticos de Lancer. Tomado de:
Catálogo Perdental, 2015.



Figura 6. Elásticos de Rocky Mountain
Orthodontics (RMO). Tomado de: Catálogo
RMO, 2015.



		1/8"	3/16"	1/4"	5/16"	3/8"	1/2"	5/8"	3/4"	
Force Values										
Ounce pull equals three times slack diameter										
		0.32cm	0.48cm	0.64cm	0.79cm	0.95cm	1.27cm	1.59cm	1.90cm	
		General Purpose					Cuspid to Cuspid			
Light	57 gm (2 oz.)	parachute J-01100	hang glider J-01101	balloon J-01102	dirigible J-01103	helicopter J-01104		skating J-01156	snow shoeing J-01157	
Medium	85 gm (3 oz.)		motor home J-01111	truck J-01112	train J-01113	monorail J-01114				
Heavy	99 gm (3.5 oz.)	surfboard J-01120	canoe J-01121	sailboat J-01122	speedboat J-01123	submarine J-01124		toboggan J-01166	snow skiing J-01167	
Heavy Plus	128 gm (4.5 oz.)		motorcycle J-01131	race car J-01132	car J-01133	snowmobile J-01134				
Extra Heavy	142 gm (5 oz.)	jump rope J-01140	skate board J-01141	unicycle J-01142	bicycle J-01143	jogging J-01144			LF AVAILABLE IN LATEX FREE	
Extraoral			bus J-01171	ocean liner J-01172	jumbo jet J-01173	spaceship J-01174	rocket J-01175	Note on Extraoral: To achieve ounce pull, two elastics must be used.		
Light	454 gm (16 oz.)									
Heavy	908 gm (32 oz.)		rickshaw J-01181	horse J-01182	chariot J-01183	covered wagon J-01184	stage coach J-01185			
General Purpose Assorted Neon-Latex Free		convertible J-01400	roller skate J-01401	moped J-01402	jet ski J-01403					
Neon	99 gm (3.5 oz.)									
Neon	128 gm (4.5 oz.)	taxi J-01404	snowboard J-01405	van J-01406	walking J-01407					
Neon	170 gm (6.0 oz.)	scooter J-01408	bobsled J-01409	police J-01410	paddle board J-01411					

Figura 7. Tabla de descripción de elásticos propuesta por RMO. Tomado de: Catálogo RMO, 2015.



2.4. Ventajas de los elásticos (Langlade, 2000a):

- Son colocados y retirados por el paciente fácilmente (Wang, 2007; Aljhani, 2010).
- Se desechan después de su uso.
- No requieren la activación por parte del ortodoncista.
- Aumentan su efecto por los movimientos mandibulares (masticación, fonación).
- Se pueden cambiar, por prescripción, 1, 2, 3 veces al día o por las noches.
- Bajo coste (Wang, 2007; Kanchana, 2000; Aljhani, 2010).
- Alta flexibilidad (Wang, 2007).
- Higiénicos (Aljhani, 2010).



2.5. Desventajas de los elásticos (Langlade, 2000a):

- Deterioro y pérdida de elasticidad, cualquier elástico usado en la boca está afectado por (Aljhani, 2010):
 - pH oral
 - saliva
 - placa dentaria
 - tiempo
 - alimentos y bebidas
 - temperatura
- La absorción de humedad hincha el elástico y lo hace maloliente, después de usarlo 24 horas puede despedir olor (Kanchana, 2000; Hwang, 2003).
- Se pueden producir fuerzas variables impredecibles si no se explica la prescripción y se controla correctamente.
- La fuerza ejercida no es constante y depende de la cooperación del paciente.
- Los elásticos pueden estar incorrectamente ubicados, perjudicando el efecto biomecánico del aparato.
- Cooperación irregular del paciente.

Como se produce una pérdida de fuerza a lo largo del tiempo, los elásticos deben ser cambiados regularmente, de acuerdo a la prescripción del ortodoncista.

3. EVOLUCIÓN HISTÓRICA



A continuación, realizamos un breve repaso de la evolución histórica de los elásticos de ortodoncia (Langlade, 2000b).

El primer elástico conocido era de goma natural, utilizado por las civilizaciones Inca y Maya, que se extraía de los árboles de caucho.

Pierre Fauchard en su obra titulada “Le chirugén Dentiste ou Traité des Dents”, publicada en 1728, proponía cerrar diastemas anteriores con ligadura de seda. A mediados de ese siglo, P. Bourdet utilizaba una “banda” con ligaduras de oro o seda para mover dientes. Era el año 1756.

En 1803 F. Cellier introduce por primera vez una mentonera especial con tiras de goma.

Fue Charles Goodyear quien, en el año 1839, descubrió la vulcanización del caucho, este descubrimiento supuso un gran impulso para el uso industrial del caucho.

En 1841 J. M. A. Schange, en su libro titulado “Précis sur le redressement des dents”, publicado en París, nos habla del uso de hilos elásticos para mover dientes. Años más tarde, al otro lado del océano, Elisha Gustavus Tucker publicó en año 1850, en el American Journal of Dental Science, el uso de pequeñas rodajas obtenidas cortando en trozos finos tubos de goma, así comenzó la idea de elásticos intermaxilares. (Baca, 1992). Tres años más tarde, en 1853, esta misma autora publica un trabajo titulado “Irregularidades dentarias”, en Dental News Setter, donde nos previene sobre el hecho de que estos elásticos deben usarse con precaución para evitar problemas. También nos habla de su uso para el tratamiento de fracturas de los maxilares.

Fue Calvin Case, en el año 1892, el primero en utilizar fuerzas elásticas intermaxilares para corregir maloclusiones.



En 1904 H. Baker publicó en el *International Dental Journal* un artículo titulado “Treatment of protruding and receding jaws by the use of intermaxillary elastics”. A pesar de que los elásticos intermaxilares habían sido introducidos por el Dr. Tucker y empleados por otros odontólogos, como el Dr. Case, erróneamente se consideró al Dr. Baker como el primero en usarlos, y han pasado a la historia bajo el nombre de “elásticos de Baker” o “anclaje de Baker”. Tres años más tarde, en 1907, fue cuando Edward H. Angle, publicó su famosa obra “Treatment of Malocclusion of Teeth”, en la que proponía una clasificación de las maloclusiones y el uso de las correspondientes fuerzas elásticas: Clase I, Clase II, Clase III, para su corrección. En 1949, su discípulo Charles Tweed, inició el uso de elásticos de clase III para reforzar la preparación de anclaje en maloclusiones de clase II, antes de utilizar los elásticos de clase II.

Pocos años más tarde, en 1958, Fred Schudy recomendaba elásticos cortos de clase II, desde el primer molar superior junto con fuerza extraoral de tracción alta, para controlar el sentido vertical.

Fueron J. Jarabak y Fizzel, en su libro “Technique and Treatment With the Light Wire Appliance” quienes describieron por primera vez la biomecánica de los elásticos de clase II, era el año 1963 (Jarabak, 1963). Dos años más tarde, en 1965, R. Begg, en su obra titulada “Begg orthodontic Theory and Tecnique”, nos hablaba del uso de elásticos de clase II, cambiándolos cada cinco días.

En 1970 Robert M. Ricketts creó la técnica Bioprogresiva de arco cuadrado seccional, aconsejando el empleo de elásticos en los casos de mordida abierta. Dos años después, en 1972, Ron Roth recomendaba elásticos intermaxilares cortos de Clase II, para ayudar en la nivelación de la curva de Spee, asociada con fuerza extraoral de tracción alta, para controlar en sentido vertical.



Universidad de Oviedo

Evolución histórica

Entre 1973 y 1996 Michael Langlade desarrolló la aplicación clínica de fuerzas elásticas en diferentes situaciones, tales como los elásticos oclusales o los elásticos contralaterales en mordidas cruzadas, proponiendo biomecánicas comparativas de uso clínico (Langlade, 2000b).

4. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA PÉRDIDA DE FUERZA



Universidad de Oviedo

Factores que influyen en la pérdida de fuerza

Todos los materiales elastoméricos, incluidos aquellos hechos con goma de látex natural, sufren una fatiga (Aljhani, 2010; Stroede, 2012; Kamisetty, 2014). Esto deriva en una pérdida de fuerza que probablemente se ve acentuada en condiciones ambientales adversas, incluidas aquellas asociadas con la cavidad bucal. Esta pérdida de fuerza ha sido difícil de estudiar debido a los diferentes métodos de investigación y a los diferentes tipos de elásticos disponibles (Aljhani, 2010). A continuación citamos algunos de los factores que pueden afectar a la pérdida de fuerza.



4.1. Agua y tiempo

Ha sido un hallazgo común que las gomas elásticas en medios húmedos o en el medio oral pierden entre el 10% y el 40% de su fuerza inicial entre 30 minutos y 24 horas después de su activación (Yogosawa, 1967; Andreasen, 1970; Bishara, 1970, Aljhani, 2010; Sauget, 2011 Leão Filho, 2012; Alavi, 2014).

La fuerza de elásticos de poliuretano decrece con el tiempo y el índice de caída aumenta con la hidrólisis (Andreasen, 1970, Young, 1979). Andreasen en el año 1970 demostró que la mayor pérdida de fuerza se producía durante el primer día, de hecho el 55% de la pérdida de fuerza se producía durante la primera hora y la pérdida de fuerza durante los siguientes 3 días era mucho menor, por lo tanto sugirió que no era necesario que el paciente cambiara los elásticos tan frecuentemente porque, después de la degradación inicial, se podía esperar que la fuerza se mantuviera relativamente constante durante un par de días. Kanchana en el 2000 llegó a conclusiones similares, observó una notable degradación de la fuerza en todos los elásticos cuando eran sometidos a inmersión en agua, aproximadamente sufrían un 30 % de pérdida de fuerza durante la primera hora, pero tras esta pérdida de fuerza inicial, sufrían una pérdida de fuerza media menor al 7 % en los siguientes 3 días.

Andreasen en 1970, Kovatch en 1976, y Brantley en 1979, observaron que después de los primeros segundos la pérdida de fuerza de los elásticos obedecía a la siguiente fórmula: $Carga (fuerza) = constante \times (tiempo)^n$, una línea recta, como una representación log-log.



El exponente n es un número negativo porque la fuerza decrece con el paso del tiempo. El índice de caída varía con el producto comercial probado (Brantley, 1979; Rock, 1985; Chang, 1987) y con las condiciones del experimento.

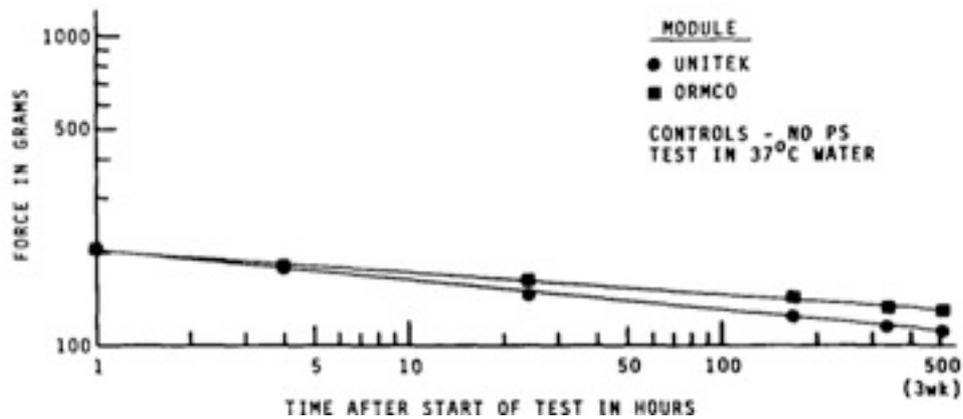


Figura 8. Diagrama de pérdida de fuerza durante 3 semanas. Tomado de: Brantley, 1979.

Figura 8. Diagrama de pérdida de fuerza durante 3 semanas. Tomado de: Brantley, 1979.

Kovatch (1976) da unos valores para la constante y para n que son extrapolables a los datos de caída de fuerza de periodos de tiempo largos, pero no son aplicables a los segundos iniciales.

Eliades (2003), en un estudio que realizó sobre cadenas elastoméricas, enunció la siguiente fórmula para describir la fuerza que generan las cadenas elastoméricas durante las primeras 24 horas:

$$F_{24} = F_0 - (1 - e^{-ct}) \cdot dt$$

Donde:

F_0 : fuerza realizada inmediatamente después del estiramiento

c : curva inicial no lineal (correspondiente a la fase inicial de pérdida de fuerza)



d: la pendiente de la curva correspondiente a la pérdida de fuerza tardía durante el periodo de 24 horas

t: tiempo

Observó que de forma general la pérdida de fuerza de las cadenas elastoméricas seguía un patrón característico con dos partes claramente diferenciadas: una abrupta caída de la fuerza inicial (en 1-12 horas), seguida de una curva de menor gradiente.

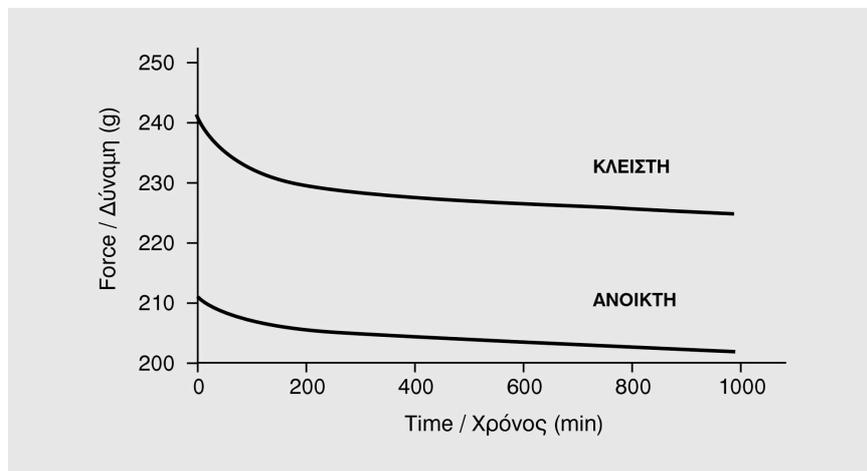


Figura 9. Diagrama de pérdida de fuerza de cadenas elastoméricas durante las primeras 24 horas mostrando la presencia de 2 secciones: abrupta caída inicial seguida por una curva de menor gradiente.

Tomado de: Eliades, 2003.

Fernandes (2011), en un estudio que realizó sobre la pérdida de fuerza de los elásticos con látex, observó el siguiente patrón en la pérdida de fuerza, primero los elásticos sufrían una notable caída de la fuerza en las 3 primeras horas, luego se observaba un ligero incremento en los valores de fuerza entre las 3 y 6 horas, y después una reducción progresiva de la fuerza entre las 6 y 24 horas. Consideraba que el paradójico incremento de los valores de fuerza observado entre las 3 y 6 horas podría



ser explicado por el endurecimiento transitorio que experimenta el material y que se necesitan más investigaciones que ayuden a determinar las causas de este contradictorio incremento de la fuerza.

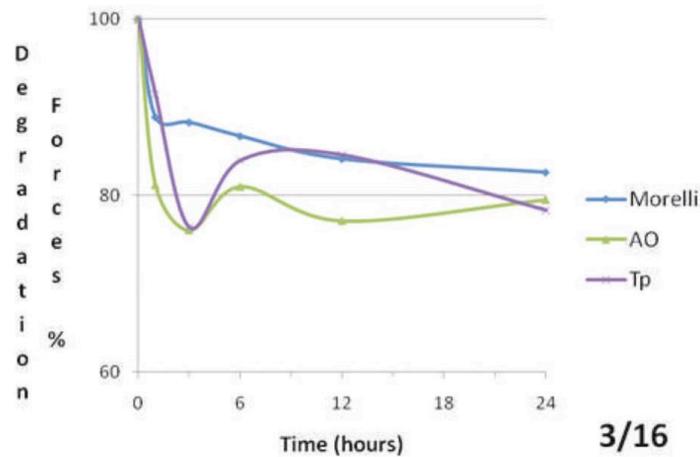


Figura 10. Diagrama de la pérdida de fuerza de elásticos con látex en 24 horas. 3secciones: abrupta caída inicial seguida por un ligero incremento y finalmente una reducción progresiva. Tomado de:

Fernandes, 2011.

Kamisetty (2014) observó que en las primeras 24 horas se perdía alrededor del 25% - 33% de la fuerza inicial y que en las 24 horas siguientes sólo se perdía alrededor de 1% - 3% de la fuerza. Esto implica que la fuerza era relativamente estable entre el primer y el segundo día y que, por lo tanto, cambiar los elásticos al final del segundo día producía casi la misma cantidad de fuerza que cambiarlos tras el primer día.



4.2. Preestiramiento

Brooks (1976) encontró que el preestiramiento reducía la cantidad de degradación de fuerza de los módulos plásticos. Módulos preestirados durante un día y testados inmediatamente después mantenían de un 15% a un 20% más de la fuerza inicial durante el primer día, y alrededor de un 10% más de la fuerza inicial durante un periodo de 4 semanas, comparados con controles que no sufrieron preestiramiento. Sus resultados preliminares sugerían que el preestiramiento podía ser una técnica para la obtención de módulos plásticos con fuerzas casi constantes hasta que se desarrollasen mejoras de los materiales.

Brantley (1979) realizó un experimento para investigar diferentes medios para el preestiramiento (agua destilada a 37°C y aire a temperatura ambiente) y evaluar los efectos de los intervalos de tiempo entre el final del preestiramiento y el comienzo de la caída de la fuerza (24 horas y 3 semanas). Estudió dos tipos de cadenas continuas (Alastik C Spool Chain de 3M y Power Chain II de la Ormco). Llegó a las siguientes conclusiones:

1. El preestiramiento en agua destilada a 37° C proporcionaba una técnica para obtener módulos plásticos con una fuerza casi constante, pero estas cadenas debían ser usadas inmediatamente después del preestiramiento para evitar la relajación substancial de los efectos.
2. El preestiramiento en aire a temperatura ambiente (24° C) durante tiempos hasta 3 semanas no era una técnica efectiva para obtener módulos plásticos con fuerza



casi constante, porque una pérdida de fuerza substancial todavía ocurría con su uso.

3. Aunque las cadenas de Unitek Alastik C Spool tenían unos valores de fuerza media iniciales mayores que los de las cadenas de Ormco Power Chain II, los especímenes de Ormco mantenía valores de fuerza medios mayores tras 1 hora y durante el resto del periodo del test.
4. No había grandes diferencias en los niveles de fuerza para ninguno de los 10 especímenes probados. Además, los especímenes controles y los preestirados mantenían esencialmente la misma cantidad de fuerza a las 3 semanas.

Stevenson (1994) llegó a conclusiones similares, en su estudio los elastómeros de poliuretano no tratados perdían la mayor cantidad de su fuerza en unos pocos minutos y perdían muy poca fuerza adicional más tarde. Exponía que como la mayor parte de caída de fuerza comenzaba inmediatamente después de la aplicación de la fuerza, podría ser beneficioso preestirar todas las cadenas elastoméricas hasta incrementar su longitud un 50% durante un minuto. Esto podría permitir que la caída inicial rápida ocurriera antes de la colocación de la cadena. De esta manera, la magnitud de la fuerza aplicada podría ser sólo la requerida para el movimiento dental deseado y el reducir la molestia del paciente debido a la excesiva carga de inserción. Finalmente, concluía que el preestiramiento de las cadenas elastoméricas de ortodoncia podía disminuir la degradación de la fuerza después de su colocación, incrementando su eficiencia en el mecanismo del movimiento dental.



4.3. Extensión

Kovatch (1976) observó que después de una extensión constante, el material no era capaz de mantener una fuerza constante, cayendo rápidamente a la mitad de su fuerza inicial. La caída de la fuerza inicial ocurría más rápidamente en los módulos estirados rápidamente. Para una caída fuerza más lenta y para mantener razonablemente constante un nivel de carga durante un periodo de tiempo extenso, las cadenas deberían ser estiradas lentamente hasta su posición.

Concluía que el comportamiento elastomérico típico que presentaron los módulos elásticos eran curvas de fuerza-extensión, que dependían del índice de extensión. Inicialmente, los módulos estirados rápidamente eran más fuertes, pero cuando la extensión continuaba, la tendencia revertía en la rotura, siendo los módulos que habían sido estirados más lentamente los más fuertes. Por lo que parecía razonable sugerir al clínico que estirase los módulos más lentamente, pudiendo así conseguir un nivel de fuerza mayor por un periodo de tiempo más largo.



4.4. pH

Brawley (1935) observó que el pH oral que afectaba a los elásticos intraorales estaba influenciado por el pH de la saliva y de la placa dental. Halló que el pH de la saliva en 3.405 casos oscilaba entre 5.6 y 7.6, con una media de 6.75. Incluso cuando soluciones relativamente fuertes de ácidos y alcalinos eran ingeridas, el pH salival rápidamente revertía al pH individual basal del sujeto.

Ferriter (1990) realizó un trabajo *in Vitro* para estudiar la influencia del pH oral en el índice de caída de fuerza de las cadenas elásticas de poliuretano. Utilizó soluciones de agua destilada con valores de pH de 4.95 y de 7.26 porque representaban valores cercanos a los pH extremos registrados en placa y saliva. Empleó diferentes marcas de cadenas (A-Company, American Orthodontics, GAC,Ormco, RMO, TP Orthodontics, Unitek). Todos las cadenas mostraron un índice de caída de fuerza significativamente mayor en la solución básica que en la ácida.

Las gráficas de pérdida de fuerza mostraron que las curvas decrecientes no se correspondían con la ecuación de reducción de la fuerza inversamente exponencial sugerida por Kovatch (1976) y Brantley (1979).

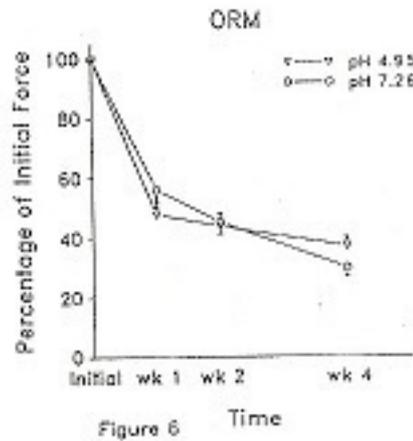
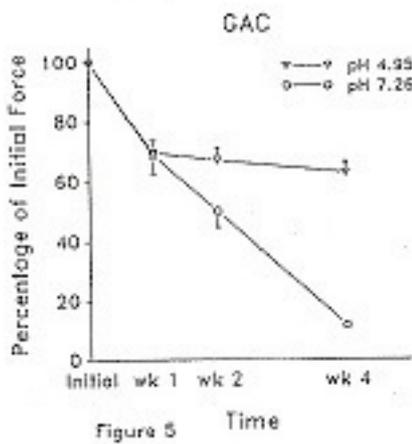
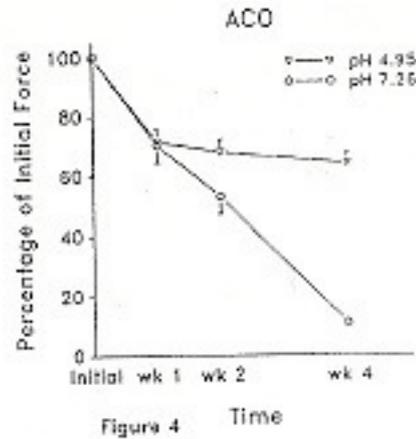
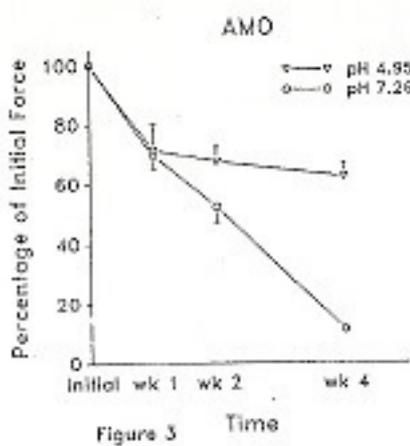


Figura 11. Gráficos de fuerza-resistencia. Tomado de Ferriter, 1990.

Clínicamente, parece que un pH oral inferior a 7.26 retardaba la pérdida de fuerza de cadenas elásticas. Antes de este estudio, no pensaban encontrar que el descenso del pH asociado con la placa dental en presencia de carbohidratos podría realmente disminuir el índice de degradación de la fuerza de las cadenas elásticas, y por lo tanto, potencialmente mejorar su efectividad. Niveles de pH oral por encima del neutro son más hostiles para las cadenas elásticas de poliuretano, porque incrementa su índice de pérdida de fuerza.



Universidad de Oviedo

Factores que influyen en la pérdida de fuerza

Stevenson (1994) observó que la acidez no tenía un efecto significativo en el mecanismo de degradación responsable del deterioro de las propiedades mecánicas de los elastómeros de poliuretano.

Otros autores tampoco encontraron una correlación clínicamente significativa entre pH y la pérdida de fuerza (Kersey, 2003a; Sauget, 2011; dos Santos 2012).



4.5. Dieta

Beattie (2004) realizó un experimento para valorar como afectaban la dieta y el cumplimiento de las indicaciones en los cambios de los elásticos en la degradación de la fuerza de éstos durante 1 día de exposición. Las condiciones del estudio fueron elegidas para mimetizar un único día de exposición a comidas reales y a condiciones térmicas realistas. Todos los elásticos de ortodoncia se comportaron satisfactoriamente durante el día del experimento, ya que todos los elásticos probados en este experimento proporcionaron fuerzas superiores a un Newton, por lo que podría considerarse, que cualitativamente, las fuerzas medias que proporcionaban los elásticos no mostraban diferencias clínicamente significativas. Beattie (2004) se basan en el estudio de Van Leeuwen (1999) que, como veremos más adelante, consideraba que las fuerzas de subnewtons eran efectivas para el movimiento de dientes.

Leão Filho (2012) realizó un estudio cuyo objetivo era evaluar *in vitro* el efecto de la frecuencia de la ingesta de diferentes bebidas en la degradación de la fuerza de los elásticos intermaxilares. Los elásticos se dividieron en diferentes líquidos: saliva artificial (grupo control), coca-cola, cerveza, zumo de naranja, vino tinto y café. Realizaron una medición de fuerza inicial (T0), y después fueron realizando inmersiones en los líquidos durante 15 minutos para T1 y T2 y durante 30 minutos para T3, T4 y T5.

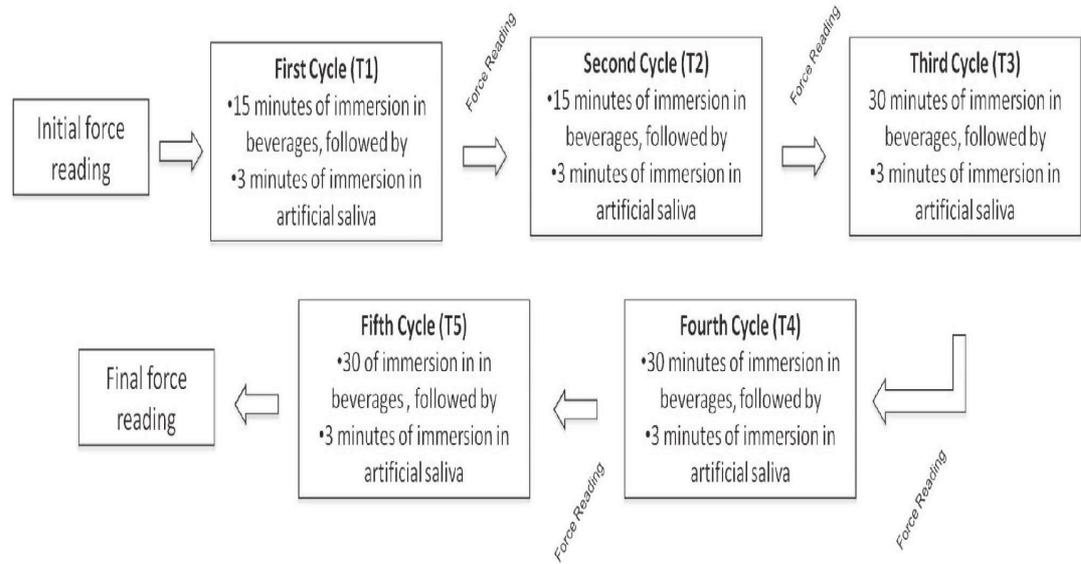


Figura 12. Secuencia de los grupos del experimento. Tomado de Leão Filho, 2012.



Observó que todos los grupos tenían el mismo comportamiento en los diferentes periodos de tiempo, por lo que concluyó que la naturaleza química de las bebidas evaluadas no influía en el grado de degradación de la fuerza de los elásticos intermaxilares. La aplicación clínica que obtuvo a la vista de estos resultados era el no restringir el consumo de estas bebidas en relación con el uso de los elásticos intermaxilares, proporcionando comodidad y libertad a los pacientes para elegir su dieta durante el tratamiento de ortodoncia.

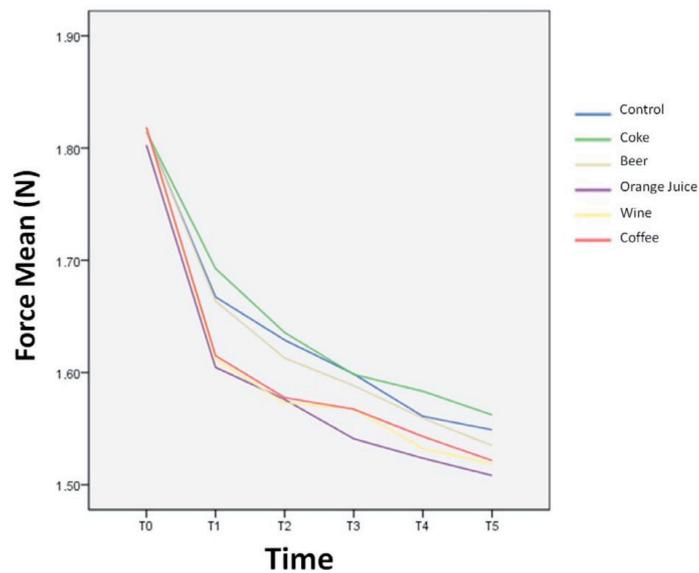


Figura 13. Valores medios de fuerza de los elásticos intermaxilares de cada grupo en el tiempo. Tomado de Leão Filho, 2012.



4.6. Alcohol

Larrabe (2012) realizó un estudio para determinar si un incremento en las concentraciones de alcohol producía un aumento en la cantidad de pérdida de fuerza de las cadenas elásticas. Consideró que podría tener relevancia clínica, ya que muchos colutorios bucales, recomendados por los ortodontistas a sus pacientes para mantener una correcta higiene oral durante el tratamiento, contenían alcohol en concentraciones variadas, entre el 0% y el 26.9%, y la mayoría tenían una concentración de alcohol alrededor del 14%. Utilizó dos marcas comerciales para su estudio, con diferentes concentraciones de alcohol en su composición, Cepacol® (14%) y Listerine® (26.9%). Con sus resultados demostró que el alcohol producía un incremento estadísticamente significativo en la cantidad de pérdida de fuerza de las cadenas elásticas, pero no se observó una dependencia entre la concentración de alcohol y esta pérdida de fuerza. A pesar de estos hallazgos, no logró esclarecer el impacto clínico del uso de estos colutorios, porque no se llegó a una pérdida de fuerza total de las cadenas elásticas, y la fuerza residual podría ser suficiente para producir el movimiento dental deseado.



4.7. Temperatura

Stevenson (1994) realizó un estudio para valorar si el incremento en la temperatura del medio podía influir significativamente en la degradación de las propiedades mecánicas de las cadenas elastoméricas de ortodoncia basadas en poliuretano. Para ello estudió 3 marcas de cadenas elastoméricas, 2 de ellas (Nihon y Texin) eran poliuretanos basados en poliéster, la otra (Pellethane) era de poliuretano basado en polieter. Las cadenas de Nihon y Texin fueron fabricadas por sellado y las de Pellethane por inyección. La prueba se llevó a cabo a temperatura de 21° C.

Concluyó que el aumento de la temperatura parecía ser el factor dominante en el mecanismo de degradación responsable del deterioro de las propiedades mecánicas de estos tres productos.



4.8. Composición

Diferentes estudios muestran que los elásticos libres de látex presentan mayor degradación de la fuerza que los elásticos con látex (Aljhani, 2010; Kamisetty, 2014), otros autores obtuvieron resultados opuestos (Pithon, 2013). Esta contradicción podría ser debida a las diferentes marcas de elásticos utilizadas en los diferentes estudios (Hanson, 2004).

Aljhani (2010) consideraba que las diferentes características de los patrones de pérdida de fuerza entre los elásticos con látex y libres de látex podrían ser debidas a la diferente estructura y composición de los polímeros. Los elásticos libres de látex contienen polímeros sintéticos que deben confiar más en uniones moleculares para mantener la integridad de su estructura, mientras que la goma natural, usada en los elásticos con látex, presenta enlaces cruzados covalentes en su estructura. Así que estas diferencias estructurales podrían llevar al pobre comportamiento a largo plazo de los elásticos libres de látex.

Kochenborger (2011) observó un menor grado de permeabilidad de los elásticos libres de látex, lo cual no favorece la acumulación de agua entre sus moléculas, esto podría explicar las mejores propiedades físicas de los elásticos libres de látex que encontró Pithon (2013).



4.9. Uniformidad y fuerza de los elásticos

Kovatch (1976) afirmó que los módulos elastoméricos podían ser manufacturados uniformemente y eso permitiría una predicción precisa de las fuerzas generadas.

Aljhani (2010) observó que existía un amplio rango de fuerzas producidas por elásticos procedentes de la misma bolsa, pero consideró que no tenía importancia clínica, ya que todos los elásticos producían fuerzas que estaban dentro de los rangos de fuerza óptimos para el movimiento dental (Reitan, 1957).

Sauget (2011) concluía que las imperfecciones visibles en los elásticos influían en la pérdida de fuerza, y que las variaciones que observó en el tamaño y en la calidad de los elásticos probablemente contribuían a la gran variabilidad de los resultados que se obtuvieron.

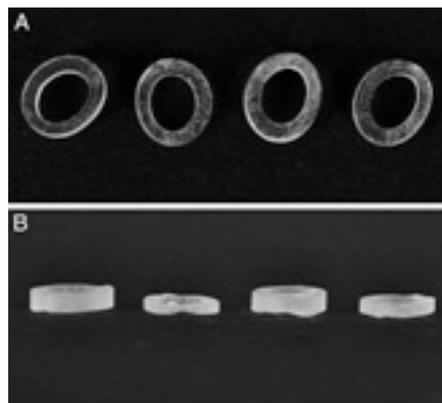


Figura 14. Vista superior y lateral de elásticos. Obsérvese la falta de uniformidad. Tomado de: Sauget, 2011.



Universidad de Oviedo

Factores que influyen en la pérdida de fuerza

Kamisetty (2014) observó que la degradación de la fuerza era mayor en los elásticos fuertes que en los medios y que los medios tenían mayor degradación de la fuerza que los ligeros, estos resultados coincidían con los obtenidos por otros autores (Andreasen, 1970; Russell, 2001). Propuso que la mayor degradación de la fuerza de los elásticos pesados comparada con la de los medios y la de los medios comparada con la de los ligeros, podría atribuirse al incremento del área de sección transversal de los elásticos pesados. Este aumento de la superficie se traducía en un aumento en la posibilidad de que los elásticos contactasen con aire o con agua, llevando a un incremento en la degradación de la fuerza.

**5. FUERZA IDEAL PARA PRODUCIR EL
MOVIMIENTO DENTAL**



La aplicación de la fuerza tiene una influencia estratégica en el movimiento de ortodoncia, por medio de alambres y elásticos.

Ya en el año 1957 Reitan (Reitan, 1957), propuso que el rango de fuerza aceptable para el movimiento dental estaba entre los 100 y 250 gramos.

Davidovitch en el año 1995, propuso las fuerzas intermitentes como las más adecuadas porque su duración no era suficiente para producir la destrucción anóxica del ligamento periodontal. De acuerdo con este autor, los osteoclastos, estimulados a entrar en acción por el efecto de la aplicación de la fuerza, continuarían reabsorbiendo hueso por un breve periodo de tiempo, movilizándolo los suficientes osteoclastos para remover el hueso (Davidovitch, 1995).

Pero también está ampliamente admitido que deben ser fuerzas ligeras y continuas las ideales para producir un movimiento dentario fisiológico. Estos niveles de fuerza son diferentes para cada diente o grupo de dientes, para el tipo de movimiento dentario a realizar y para cada paciente. Fuerzas muy elevadas podrían causar daños periodontales y molestias al paciente; por el contrario, fuerzas demasiado ligeras no resultarían efectivas para el movimiento dentario (Medrano, 2008).

Leeuwen y cols (1999) afirmaron que las fuerzas de subnewtons eran efectivas para producir movimiento dental.

Histológicamente, el movimiento ortodóncico óptimo se ha relacionado con un aporte vascular indemne. La fuerza óptima no debía exceder de la presión sanguínea capilar (20 a 25 gm/cm) (Langlade, 2000c).

Ren (2003) realizó una revisión sistemática de la literatura para intentar esclarecer cuál era la magnitud de fuerza óptima para el movimiento dental. Encontró un amplio número de estudios en diferentes especies animales (rata, perro, conejo, perro



Universidad de Oviedo

beagle, mono, ratón y conejillo de indias). Además de la gran variedad de especies, encontró un amplio rango de magnitudes de fuerza, dientes incluidos en el estudio, dirección del movimiento dental, duración de los experimentos y reactivación de la fuerza. Encontró muy pocos experimentos que proporcionaran información sobre la relación entre la velocidad del movimiento dental y la magnitud de la fuerza aplicada. Los datos de estudios en humanos sobre la eficiencia del movimiento dental ortodóncico eran muy limitados. Finalmente, no halló ninguna evidencia científica en la literatura sobre el nivel de fuerza óptimo para el movimiento dental en ortodoncia.

6. FUERZA INICIAL IDEAL



Ya en el año 1970, Andreasen nos hablaba de que debíamos entender que la cantidad de fuerza aplicada inicialmente no era la misma que la fuerza que actuaba sobre los dientes después de las primeras dos horas. Recomendaba el uso de cadenetas con fuerzas iniciales cuatro veces superiores a las fuerzas deseadas sobre el diente, porque la caída de fuerza durante el primer día en las cadenetas elásticas era aproximadamente del 75%. Por ejemplo, si deseabas aplicar una fuerza de 100 gramos, deberías elegir una cadeneta con una fuerza inicial de 400 gramos. Como los elásticos perdían el 40% de la fuerza inicial durante el primer día, se les podía aplicar el mismo principio que a las cadenetas. Si deseabas aplicar una fuerza inicial de 100 gramos, debías elegir un elástico con una fuerza inicial de 140 gramos. Leão filho (2012) consideró que este procedimiento debía ser analizado cuidadosamente, ya que podría existir un riesgo de daño en los tejidos dentales y periodontales debido a las fuerzas excesivas.

Kersey (2003a) aconsejaba a los ortodoncistas probar una muestra de sus elásticos antes de usarlos o de comprar grandes cantidades, debido a la variabilidad en la liberación de la fuerza, para asegurarse de que los niveles de fuerza que producían estaban dentro de los rangos esperados. También nos decía que deberíamos decidir si empezamos con una fuerza mayor a la necesaria o si terminamos con una fuerza inferior a la deseada tras un periodo de tiempo corto en boca (Kersey, 2003a; Kersey, 2003b).

Kamisetty (2014), sugirió que era mejor elegir elásticos que proporcionasen una fuerza entre un 25% y un 35% mayor a la deseada para una situación clínica concreta, porque clínicamente las fuerzas iniciales generadas se utilizaban para contrarrestar las fuerzas de fricción entre el bracket y el arco. Por lo tanto, las fuerzas generadas por los elásticos no se transferían en su totalidad al diente.

7. EL LÁTEX



7.1. Introducción

El uso del látex está muy extendido tanto en medicina como en odontología. Los guantes de látex son utilizados desde principios de los 80 para prevenir la transmisión de infecciones como VIH y hepatitis (Nattrass, 1999).

Muchos de los materiales que se utilizan en ortodoncia son fuente de la proteína del látex que produce alergia, por ejemplo: ligaduras elásticas, cadenas elastoméricas, elásticos intermaxilares, que se usan para el detalle final de la oclusión y para fijar el maxilar y la mandíbula juntos después de una cirugía ortognática (Hanson y Lobner, 2004).

El látex natural es una savia líquida y lechosa obtenida de un árbol llamado *Havea brasiliensis* y otras plantas. Es un polímero de isopreno de alto peso molecular (cis- 1, 4 poli-isopreno), con pequeñas cantidades de material proteico y ácidos grasos (Billmeyer, 1984). Contiene aproximadamente 500 unidades de isopropeno de promedio. La forma cis- es la que confiere una estructura blanda y flexible, diferenciándolo de la gutapercha, empleada en los tratamientos de conductos, con mayor dureza, que posee la misma fórmula empírica, pero con configuración trans-. Las cadenas de polímeros, que están desordenadas, aunque no totalmente, al someterse a una acción exterior se reordenan, tendiendo a situarse paralelamente unas a otras, provocando un frotamiento intenso (calor) y una mayor atracción intermolecular (fuerzas de Van der Waals), lo cual aumenta la resistencia a la deformación con el esfuerzo (Conde-Salazar, 1990).

La total reversibilidad de estas transformaciones al cesar la sollicitación exterior representa una perfecta elasticidad, mientras que la permanencia de la deformación sería



indicativa de la plasticidad. El caucho natural es intermedio entre dos propiedades (elasticidad y plasticidad), lo que además está en relación con la temperatura, debido a la gran influencia que ésta tiene sobre el estado de ordenación molecular. Así, el caucho natural es sólo elástico entre los 15°C y 30°C, por debajo de esta temperatura se hace duro y rígido y por encima de los 30°C se hace blando y demasiado plástico, por lo que requerirá una serie de transformaciones para mejorar sus propiedades físicas (Quirce, 2002).

En 1839, Charles Goodyear descubrió que amasando bien el caucho con azufre y calentándolo a temperatura superior a 100° C, el azufre se combinaba químicamente con el caucho y el producto resultante tenía propiedades mucho más útiles: no se deformaba con el calor, no era quebradizo en frío y sobre todo, no era pegajoso. Además, al estirarlo, recuperaba su forma primitiva al eliminar la tensión. Los anillos de S₈ se abrían y combinaban con los dobles enlaces de las moléculas de caucho, formando puentes de cadenas de azufre de una molécula de caucho a otra y dando lugar a una trama total. Este proceso se le llamó *vulcanización*, y a partir de entonces, los usos del caucho natural comenzaron a incrementarse y ortodoncistas como Baker, Case y Angle comenzaron a emplearlos en sus tratamientos (Uribe-Restrepo, 2004).

Probablemente el látex natural no es alergénico, pero la adición de amoníaco en las fases tempranas del proceso de fabricación del látex crea muchas proteínas potencialmente alergénicas. Otros aditivos químicos usados como aceleradores en el proceso de vulcanización como N-nitrosodibutilamina y N-nitrosopiperidina o como antioxidantes como mercaptabenzotiazoles y carbamatos son alergénicos en sí mismos. Por lo que sería interesante revisar la biocompatibilidad y la seguridad de estos materiales (Fiddler, 1992).



7.2. Alergia al látex

La Sociedad Española de Alergología e Inmunología Clínica (SEAIC, 2014) define los siguientes conceptos:

El término *alergia* fue acuñado en 1906 por el Dr. Clemens Von Pirquet para definir un tipo especial de respuesta inmunológica o defensiva frente a sustancias que normalmente no inducen reacciones en la mayoría de las personas. El origen de una reacción alérgica no está por tanto en el agente que la produce, sino en el propio individuo.

Por ello se considera que la condición de ser alérgico tiene un importante componente constitucional, es decir, depende de una predisposición individual que frecuentemente es hereditaria. Para definir esta predisposición se emplea el término *atopia* (que literalmente significa “fuera de lugar”), propuesto por el Dr. Arthur Fernández-Coca en 1922. La atopia se define como un estado de hipersensibilidad en personas con enfermedades tales como asma, rinitis, conjuntivitis y algunas dermatitis, motivo por el cual los términos alergia y atopia se utilizan indistintamente para designar globalmente estas enfermedades.



Figura 15. Dr. Clemens Von Pirquet. Tomado de SEAIC, 2014.



Figura 16. Dr. Arthur Fernández-Coca. Tomado de SEAIC, 2014.

Los conceptos de alergia y atopia están muy ligados al de *hipersensibilidad*, hasta el punto de que en ocasiones se consideran sinónimos. De hecho, al hablar de hipersensibilidad nos referimos al mecanismo de respuesta inmunológica que conduce a la reacción alérgica, por lo que ambos conceptos están muy relacionados, aunque no son lo mismo.

Este mecanismo de hipersensibilidad no es único, ya que dentro de la complejidad de nuestro sistema inmunológico existen diversas formas de respuesta con distintas manifestaciones. En todos los casos debemos saber que cualquier respuesta alérgica implica un proceso inflamatorio en el que participan distintos tipos de células y una enorme diversidad de sustancias producidas por estas células.

Las empresas que fabrican, distribuyen o utilizan objetos o materiales de goma, han ido introduciendo materiales alternativos al látex natural, al analizar el estado actual de la demanda. De igual manera ha sucedido en el mundo de la ortodoncia, donde los



Universidad de Oviedo

El látex

fabricantes han ido introduciendo productos libres de látex, como los elásticos intermaxilares libres de látex (Hwang, 2003).

8. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO



No es aconsejable el uso de materiales con látex en pacientes con alergia conocida, esto también se extiende al ámbito de la medicina, la odontología y la ortodoncia, que es el ámbito que nos concierne.

Por este motivo, desde principios de los años 90, existen en el mercado ortodóncico productos elásticos sintéticos para pacientes con hipersensibilidad al látex, se venden como elásticos libres de látex.

La información sobre el riesgo que los elásticos con látex pueden suponer a los pacientes es limitada, pero aunque este riesgo no esté claro, sería inadmisibles prescribir elásticos con látex a pacientes con alergia conocida.

La guía de uso clínico para los elásticos con látex no tiene por qué ser necesariamente aplicable a los elásticos sin látex, por lo tanto, las propiedades de los materiales sin látex deben ser evaluadas experimentalmente y comparadas con las de los materiales con látex, para desarrollar una guía de uso clínico para estos materiales.

Los ortodoncistas deben conocer las características de fuerza-extensión de los elásticos de los que disponen, para así poder elegir el más adecuado para un movimiento dental en particular.

9. ARTÍCULO



In vitro study of force decay of latex and non-latex orthodontic elastics

Noelia López*, Ascensión Vicente*, Luis A. Bravo*, José L. Calvo** and Manuel Canteras***

*Orthodontic Teaching Unit, Dental Clinic, **Integral adult dentistry Unit, Dental Clinic and ***Department of Biostatistics, Faculty of Medicine, University of Murcia, Murcia, Spain

Correspondence to: Ascensión Vicente, Orthodontic Teaching Unit, Dental Clinic, The University of Murcia, Hospital Morales Meseguer, 2^a planta, C/. Marqués de los Vélez, s/n., 30008 Murcia, Spain. E-mail: ascenvi@um.es

SUMMARY The aim of this study was to evaluate the force decay of two brands of orthodontic elastics, both offering latex and non-latex products. Samples were subjected to continuous stretching, measuring force at 5 seconds, 8 hours, and 24 hours in both dry and wet conditions. Five hundred samples were used, GAC® and Lancer® 0.25 inch and 4 oz, divided into testing sample sizes of $n = 25$ per group. For the dry test, elastics were kept stretched to three times their internal diameter for 5 seconds (initial force), 8 hours, and 24 hours; for the wet test, they were stretched for 8 and 24 hours. Both brands showed initial forces significantly greater than those specified by the manufacturers ($P < 0.05$). Comparing wet/dry conditions, there was a greater force loss in the wet medium than the dry. As for elastic composition (latex or non-latex), the only significant difference found was between Lancer elastics with and without latex in dry conditions, force loss being greater for latex-free elastics. Comparing brands, there was greater force loss with GAC than with Lancer. Comparing elastic force at the eight-hour mark and the twenty-four hour mark to the initial force (only in wet conditions), GAC latex and non-latex and Lancer latex elastics showed significantly less force at eight and twenty four hours than initially. On the other hand, Lancer non-latex was the only type of elastics that did not show a significant decrease in its initial elastic characteristics at eight hours in wet conditions. Nevertheless, Lancer non-latex did show significantly less force in wet conditions at twenty four-hours than the forces observed initially and at eight-hours.

Introduction

Latex has widespread uses within dentistry as in many other fields of medicine. Natural latex is an isoprene polymer of high molecular weight with small quantities of protein and fatty acids (Billmeyer, 1984). Being too weak in its natural state, it has to be processed. Latex, as such, is probably not an allergen but the addition of ammonia during processing produces proteins that are potentially allergenic. Other chemical additives used in the vulcanization process such as accelerators and anti-oxidants are themselves allergens (Cronin, 1980).

It is estimated that between 0.12 and 6 per cent of the general population and some 6.2 per cent of dental practitioners are hypersensitive to latex (ADA Council on Scientific Affairs, 1999). A latex hypersensitive individual's cutaneous exposure to latex will often produce contact dermatitis, while mucous or parenteral contact can induce anaphylactic shock (Russell *et al.*, 2001).

Since the early 90s, non-latex elastics have been made available for orthodontic use but the guidelines for the clinical use of latex-containing elastics are not necessarily applicable to non-latex elastics. For this reason, the properties of these materials need to be evaluated experimentally.

While there have been a fair number of studies of the characteristics and properties of latex-containing elastics (Yogosawa *et al.*, 1967; Andreassen and Bishara, 1970; Bishara and Andreassen, 1970; Kovatch *et al.*, 1976; Bales *et al.*, 1977; Brantley *et al.*, 1979; Young and Sandrik, 1979; Billmeyer, 1984; Chang, 1987; Holmes *et al.*, 1993; Kanchana and Godfrey, 2000; Hwang and Cha, 2003; Hanson and Lobner, 2004), studies of non-latex elastics are few and controversial (Russell *et al.*, 2001; Hwang and Cha, 2003; Kersey *et al.*, 2003a) as the various studies published to date vary with regard to the materials and methods employed, leading to varying conclusions regarding these elastics' mechanical properties. For this reason, further studies are necessary in order draw conclusions that offer a reliable clinical application.

The aim of this study was, therefore, to evaluate *in vitro*, the force of latex and non-latex elastics from two manufacturers, at 5 seconds, 8 hours, and 24 hours after having been subjected to constant stretching in both wet and dry environments. The null hypothesis of our research was that there were not significant differences in force decay among the media, compositions, brands, and times considered in this study.



Materials and methods

Latex and non-latex elastics were provided by two manufacturers: GAC (Dentsply GAC International, Inc., Bohemia, New York, USA) and Lancer Orthodontics (Lancer, Kent, Ohio, USA). All the elastics were reported to be 6.35 mm (0.25 inch) internal diameter (ID) and 4 oz (113.31 g; 1.112 N) weight.

Five hundred samples were used. Twenty-five samples of each elastic type were used for each test. The elastics came in sealed packaging and were stored in a cool dark place until the moment of use when they were stretched to three times their ID on a stainless steel plate, 140 mm in diameter and 9 mm thickness that had 25 pairs of pins separated by a distance of 19.05 mm. The pins had a narrowed portion of 1.4 mm in height and 1.5 mm of diameter facilitating the placement of the elastics and keeping them parallel to the steel base plate (Figure 1).

Two types of test were carried out: 1. dry testing in which the elastics were stretched to three times their ID at room temperature, measuring force after 5 seconds, 8 hours, and 24 hours and 2. wet testing in which the elastics were stretched to three times their ID in the same way as the dry test and submerged in distilled water at 37°C, pH = 6.7, and tested after 8 and 24 hours (Table 1).

Force evaluations were carried out using a Universal Test Machine (Autograph AGS-IKND; Shimadzu, Kyoto, Japan) with a load cell of 1 kN/100 Kgf and crosshead speed of 30 mm/minute. The elastics were stretched between two hooks, one on the fixed base and the other on the machine head, both with a calibre of 1.5 mm and ID measuring

8 mm. The machine head was stopped when the elastic was stretched to three times its ID (19.05 mm). Its peak force was measured in Newtons.

Initial force detected in the test (measured at 5 seconds) was compared to that specified by the manufacturer by means of the *t*-test for two independent samples ($P < 0.05$). Differences between brands, composition, and wet/dry conditions were analysed with a three-way analysis of variance (ANOVA) ($P < 0.05$) and a minimum significant difference test (MSD; $P < 0.05$). A one-factor ANOVA and an MSD test were used to establish the presence of significant differences between initial forces and forces after 8 and 24 hours in wet conditions.

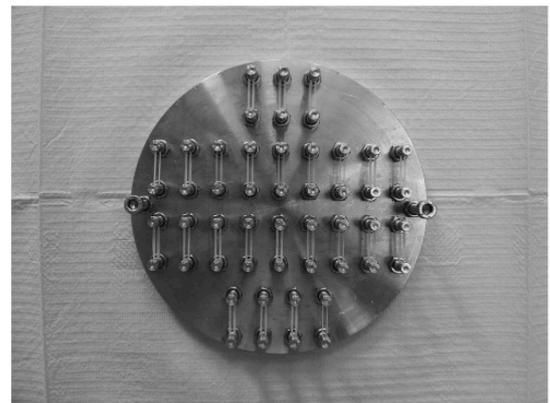


Figure 1 Elastics stretched on stainless steel plate.

Table 1 Tests carried out, mean, standard deviation (SD), range, percentage of initial force (%IF), and the manufacturer value (MV) in Newtons, generated by each test group of elastics stretched to three times their internal diameter.

		Elastic	Mean	SD	Range	% IF	MV
GAC	Latex	GACLD5S	1.33	0.07	0.23	0.00	1.11
		GACLD8H	1.35	0.10	0.42	-1.23	
		GACLD24H	1.30	0.09	0.30	2.63	
		GACLW8H	1.13	0.09	0.40	15.46	
		GACLW24H	1.14	0.07	0.27	14.60	
	Non-latex	GACNLD5S	1.39	0.10	0.37	0.00	
		GACNLD8H	1.36	0.08	0.28	2.38	
		GACNLD24H	1.28	0.09	0.30	8.09	
		GACNLW8H	1.10	0.10	0.33	21.21	
		GACNLW24H	1.12	0.06	0.25	19.92	
Lancer	Latex	LANCERLD5S	1.47	0.26	0.97	0.00	1.11
		LANCERLD8H	1.51	0.23	0.90	-2.81	
		LANCERLD24H	1.49	0.20	0.81	-1.60	
		LANCERLW8H	1.29	0.18	0.70	12.13	
		LANCERLW24H	1.25	0.14	0.55	14.86	
	Non-latex	LANCERNLD5S	1.33	0.13	0.43	0.00	
		LANCERNLD8H	1.36	0.03	0.13	-1.85	
		LANCERNLD24H	1.28	0.03	0.12	3.87	
		LANCERNLW8H	1.36	0.04	0.17	-1.74	
		LANCERNLW24H	1.19	0.02	0.10	10.31	

L, latex; NL, non-latex; D, dry test; W, wet test; 5S, 5 seconds; 8H, 8 hours; 24H, 24 hours.



Results

Means, standard deviations, and ranges of force values generated by each group of elastics when stretched to three times their ID and percentages of initial force lost are shown in Table 1.

We obtained the following initial forces: GAC with latex 1.33 N, GAC non-latex 1.39 N, Lancer with latex 1.46 N, and Lancer non-latex 1.33 N. For all the elastics, initial force was found to be significantly greater than the value specified by the manufacturer (1.11 N; $P < 0.05$).

Table 2 shows the results of the three-way ANOVA. We found significance in five double interactions and in two triple interactions ($P < 0.05$).

Data analysis showed significant differences between wet and dry environments, composition, brands, and time spans ($P < 0.05$; Table 3).

Table 2 Three-way analysis of variance; dependent variable: strength (Newtons).

	Significance
Corrected model	0.00
Intersection	0.00
Brand	0.00
Composition	0.00
Media	0.00
Time	0.00
Brand-composition	0.00*
Brand-media	0.00*
Composition-media	0.00*
Brand-composition-media	0.00*
Brand-time	0.03*
Composition-time	0.02*
Brand-composition-time	0.27
Media-time	0.58
Brand-media-time	0.00*
Composition-media-time	0.78
Brand-composition-media-time	0.32

We found significance in five double interactions and in two triple interactions.* $P < 0.05$.

Table 3 contrasts the different times at which measurements were taken against the elastic characteristics revealed. The table is divided into three parts horizontally. The first shows the differences between wet/dry conditions, the second the differences between elastic composition (with latex and non-latex), and the third the differences between brands (GAC and Lancer).

In order to explain the results shown in Table 3, when we speak of consistent trends, this refers to the same relation at all the times when force was measured (5 seconds, 8 hours, and 24 hours). When we speak of inconsistent trends, this means that a constant relation was not found across the times of measurement.

In the first part of the Table 3, four consistent trends can be seen: force values of GAC latex-containing elastics under dry conditions were significantly greater than force values found for latex GAC in wet conditions ($P < 0.05$). Force values found for non-latex GAC in dry were significantly greater than those for non-latex GAC in wet ($P < 0.05$). Lancer latex in dry showed force values significantly greater than Lancer latex in wet ($P < 0.05$). No significant differences were found between forces for non-latex Lancer elastics when wet or dry environments were compared ($P > 0.05$).

In the second part of the Table 4, consistent trends can be seen: in dry conditions, no significant differences were detected between GAC elastics whether with latex or non-latex ($P > 0.05$). In wet conditions, no significant differences were detected between GAC elastics whether latex or non-latex ($P > 0.05$). With Lancer elastics in dry conditions, elastics with latex showed significantly greater force than non-latex elastics ($P < 0.05$). No significant differences were found between force values for Lancer elastics whether latex or non-latex in wet conditions ($P > 0.05$).

In the third part of the Table 2, consistent trends can be seen: force found for Lancer elastics with latex in dry was significantly greater than their GAC equivalent ($P < 0.05$).

Table 3 Significant differences in force maintained between brand, composition, and wet/dry medium.

	5 s force	8 h force	24 h force
GAC latex	-----	DRY > WET	DRY > WET
GAC non-latex	-----	DRY > WET	DRY > WET
Lancer latex	-----	DRY > WET	DRY > WET
Lancer non-latex	-----	NS	NS
GAC dry	NS	NS	NS
GAC wet	-----	NS	NS
Lancer dry	LATEX > NON-LATEX	LATEX > NON-LATEX	LATEX > NON-LATEX
Lancer wet	-----	NS	NS
Latex dry	LANCER > GAC	LANCER > GAC	LANCER > GAC
Latex wet	-----	LANCER > GAC	NS
Non-latex dry	NS	NS	NS
Non-latex wet	-----	LANCER > GAC	NS

NS: No significant difference; -----: no measurement taken; bold-type letter: consistent tendencies; normal-type letter: inconsistent tendencies; $P < 0.05$



Table 4 GAC and Lancer significant differences across test times (in Newtons).

	Initial force in dry	At 8 h in wet	At 24 h in wet
GAC latex	1.33 (0.07)a	1.13 (0.08)b	1.13 (0.07)b
GAC non-latex	1.39 (0.10)a	1.09 (0.10)b	1.11 (0.06)b
Lancer latex	1.46 (0.26)a	1.28 (0.18)b	1.24 (0.15)b
Lancer non-latex	1.33 (0.13)a	1.35 (0.04)a	1.19 (0.02)b

Different letters horizontally indicate significant differences. $P < 0.05$.

No significant differences were found between non-latex GAC elastics in dry and their Lancer equivalent ($P > 0.05$). We can also see two inconsistent trends: force values found with Lancer latex and non-latex elastics in wet conditions were significantly greater than values generated by their GAC equivalents at the 8 hour mark ($P < 0.05$), while at 24 hours, no significant differences were found ($P > 0.05$).

In the Table 4, we can see that remaining forces after 8 and 24 hours, in the wet environment, for both latex and non-latex GAC and latex Lancer elastics, were significantly lower than initial forces. However, non-latex Lancer elastic was the only type of elastic that did not show a significant decrease in its initial elastic characteristics at 8 hours in wet conditions; nevertheless, it showed significantly less force at 24 hours than initially and at 8 hours evaluation ($P < 0.05$).

Discussion

As in tests carried out by Hwang and Cha (2003), the present study evaluated initial force after stretching elastics for 5 seconds, giving the bands time to stabilize before the recordings were made. Various authors (Kovatch *et al.*, 1976; Brantley *et al.*, 1979) have noted that after the first 5 seconds of stretching, force decreases over time in an exponential way.

In our study, most types and sizes of elastics showed a decrease in force over time when compared with their initial force. In Table 1, we observe that in five cases, the elastics' mean force slightly increased over time. Different authors (Bishara and Andreassen, 1970; Brantley *et al.*, 1979) also observed similar performances. Bishara and Andreassen (1970) comment literally that 'on rare occasions the mean force of elastics slightly increased in the subsequent period of time', and they attributed it to measurement error rather than any significant phenomenon of the material itself. In any case, the force increase values registered were in hundredths of Newtons and so practically irrelevant in clinical application.

Orthodontic elastics are classified according to a standard 'force index', which is the tension force indicated by the manufacturer when the elastic is stretched to three times its ID. Our results coincide with the findings of other studies

which also found that for both latex (Kanchana and Godfrey, 2000; Russell *et al.*, 2001; Hwang and Cha, 2003) and non-latex (Russell *et al.*, 2001; Kersey *et al.*, 2003b) elastics, initial forces were greater than those specified by their manufacturers. Furthermore, in our study, none of the materials ever fell below the manufacturers' data throughout the test. Nevertheless, there are several other studies in which it was found that latex (Kersey *et al.*, 2003a) and non-latex (Hwang and Cha, 2003; Kersey *et al.*, 2003a) elastics showed initial forces that were lower than the manufacturer's indications.

Our results show that the GAC latex elastics in dry conditions kept their initial force at the 8 hours interval and lost almost 3 per cent at the 24 hours interval, while in wet conditions, 15 per cent of initial force was already lost at the 8 hours interval. Lancer latex elastics in dry kept their initial force all the way until the 24 hours interval, while in wet conditions, they lost 12 per cent of their initial force at the 8 hours interval and 15 per cent at the 24 hours interval. All elastomeric materials, including those manufactured using natural latex, suffer fatigue (Billmeyer, 1984). Bell (1951) noted that the action of mouth fluids can reduce their effectiveness by as much as 20 per cent after 24 hours of constant use. This author, in a series of tests that were made upon samples that had been stretched constantly for periods of 12 and 24 hours in the dry state, found that prolonged pressure caused 1 per cent or less decrease in applied force. In another study of latex-containing elastics of TP, Rocky Mountain Orthodontics and Dentaurum (Hwang and Cha, 2003), it was found that force loss after 24 hours in dry was between 13 and 16 per cent and between 23 and 29 per cent in wet.

GAC non-latex elastics in the dry environment lost 2 per cent of initial force at the 8 hours interval and 8 per cent at the 24 hours interval, while in wet, they lost already around 20 per cent at the 8 hours interval. Lancer non-latex elastics in dry conditions kept their initial force at the 8 hours interval but lost about 4 per cent at the 24 hours interval. In the wet medium, they kept their initial force at the 8 hours interval but lost 10 per cent at the 24 hours interval. In one study of non-latex elastics of JEPE (Hwang and Cha, 2003), it was found that force lost at 24 hours in a dry medium was 24 per cent of initial force and 73 per cent in a wet medium.

Our data showed that when significant differences between wet and dry environments were found, the greater force loss occurred in wet conditions. There are a number of studies that failed to detect significant differences in force loss between wet and dry media (Thomas *et al.*, 1966; Andreassen and Bishara, 1970; Bales *et al.*, 1977). Nevertheless, several other studies do (Hwang and Cha, 2003; Wong, 1976). Lancer non-latex elastics performed better in our study than GAC non-latex and because of that we could not find significant differences between wet and dry environment at the 8 and 24 hours intervals. Perhaps, the manufacture process is better in Lancer than in GAC in



this kind of elastics and/or the chemical or structural characteristics of the raw materials are the reasons for these findings.

When force was compared between latex and non-latex elastics, for GAC, whether in wet or dry media, significant differences were not found between initial forces, forces after 8 or 24 hours nor were significant differences found for Lancer in the wet medium. However, Lancer elastics in dry conditions did show significant differences by which elastics containing latex produced significantly greater force than non-latex elastics initially, at 8 hours, and at 24 hours.

When the two brands were compared, our results showed that Lancer elastics containing latex in dry conditions maintained force levels that were significantly greater than GAC, both initially, at 8 hours, and at 24 hours, while in wet conditions, Lancer elastics both with and without latex produced force levels significantly greater than GAC at 8 hours but not at 24 hours. One study (Kersey *et al.*, 2003b) found that GAC non-latex elastics in a wet medium had maintained significantly greater force after 24 hours than all other brands tested (American Orthodontics, Ortho Organizers and Masel). Nevertheless, another study (Russell *et al.*, 2001) found that regarding the force loss from 1 hour to 24 hours, there were no consistent similarities between the GAC latex and Masel latex elastics; the Masel non-latex elastics consistently maintained greater loads than the GAC non-latex elastics except at the 1 hour mark, when the medium and heavy elastics produced the same force levels. No comparisons can be made between Lancer and a wider range of brands as, as far as we are aware, no studies have been carried out.

When force levels maintained at 8 and 24 hours were compared in relation to initial force, in wet conditions, it was found that latex or non-latex GAC elastics and also latex Lancer generated forces at 8 and 24 hours that were significantly less than initially, while Lancer non-latex elastics produced a force that was significantly less at 24 hours than initially and at 8 hours. For this reason, in base of our results, Lancer non-latex elastics are the best option among the elastics evaluated in this study if they are not going to be worn more than 8 hours because the other types of elastics evaluated did not even maintain their initial characteristics at this time point (8 hours), but we should remember that the results were obtained under laboratory conditions. Timing for changing elastics is a clinical issue, but some authors (Kersey *et al.*, 2003a,b) stand for changing elastics every 8 hours. In real practice, elastics are exposed to numerous intraoral factors. The mechanical properties of elastomers are influenced by the rate and duration of loading as well as environmental conditions (Eliades *et al.*, 2004). For example, it has been reported that oral pH has a significant influence on the decay rate of elastics. pH levels above neutral are more hostile, increasing the force-decay rates of elastics (Ferriter and Meyers, 1990). Clinical decisions cannot be taken on the basis of an *in vitro*

experiment but is our opinion that this kind of research is useful to guide clinical experiments in the future.

As Kersey *et al.* (2003a), we think that because of variability in force delivery, it is advisable for practitioners to test a sample of their elastics before using them or purchasing large quantities to ensure that the force levels produced fall within the expected range, as specified by the manufacturer. Clinically, the decision has to be made about whether to start with a higher force than deemed necessary or end up with a lower force than desired after only a short time in the mouth. Further study is needed using different brands of latex and non-latex elastics along with different sizes and force levels.

As Young and Sandrik (1979), we have observed many studies about elastomers in dental use and their force loss over time with very varied outcomes. The controversy resulting from the varying methods, materials, and brands used in these tests make it difficult to compare the various products involved. In our opinion, a standardized protocol is needed for this type of testing in order to make reliable comparisons between studies.

Conclusions

1. Whenever significant differences were found between wet and dry media, the loss of force was greater in wet than in dry.
2. Whenever significant differences were found between compositions (latex or non-latex), the force loss was greater for non-latex elastics than elastics containing latex.
3. Whenever significant differences were found between brands, the force loss was greater for GAC elastics than for Lancer elastics.
4. In wet conditions GAC elastics both with and without latex and Lancer elastics with latex generated forces at 8 and at 24 hours that were significantly less than initially. On the other hand, Lancer non-latex was the only type of elastics that did not show a significant decrease in its initial elastic characteristics at 8 hours in wet conditions. Nevertheless, Lancer non-latex did show significantly less force in wet conditions at 24 hours than initially and at 8 hours. For this reason Lancer non-latex elastics are the best option among the elastics evaluated in this study if they are not going to be worn more than 8 hours, because the other types of elastics evaluated did not even maintain their initial characteristics at this time point (eight hours). Notwithstanding, an *in vivo* study would be necessary in order to confirm these results.

References

- ADA Council on Scientific Affairs 1999 The dental team and latex hypersensitivity. *Journal of the American Dental Association* 130: 257–264



- Andreasen G F, Bishara S E 1970 Comparison of Alastik chains to elastics involved with intra-arch molar to molar forces. *Angle Orthodontist* 40: 151–158
- Bales T R, Chaconas S J, Caputo A A 1977 Force-extension characteristics of orthodontic elastics. *American Journal of Orthodontics* 72: 296–302
- Bell W R 1951 A study of applied force as related to the use of elastics and coil Springs. *Angle Orthodontist* 21: 151–154
- Billmeyer F W 1984 Textbook of polymer science. Wiley & Sons, New York, pp. 361–382.
- Bishara S E, Andreasen G F 1970 A comparison of time related forces between plastic Alastiks and latex elastics. *Angle Orthodontics* 40: 319–328
- Brantley W A, Salander S, Myers C L, Winders R V 1979 Effects of pre-stretching on force degradation characteristics of plastic modules. *Angle Orthodontics* 49: 37–43
- Chang H F 1987 Effects of instantaneous pre-stretching on force degradation characteristics of orthodontic plastic modules. *Proceeding of the National Science Council, Republic of China [B]* 11: 45–53
- Cronin E 1980 Contact dermatitis. Edinburgh, UK: Churchill Livingstone
- Eliades T, Eliades G, Silikas N, Watts D C 2004 Tensile properties of orthodontic elastomeric chains. *European Journal of Orthodontics* 26: 157–162
- Ferriter J P, Meyers C E 1990 The effect of hydrogen ion concentration on the force-degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 98: 404–410
- Hanson M, Lobner D 2004 In vitro neuronal cytotoxicity of latex and nonlatex orthodontic elastics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 126: 65–70
- Holmes J, Barker M K, Walley E K, Tuncay O C 1993 Cytotoxicity of orthodontic elastics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 104: 188–191
- Hwang C J, Cha J Y 2003 Mechanical and biological comparison of latex and silicone rubber bands. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 124: 379–386
- Kanchana P, Godfrey K 2000 Calibration of force extension and force degradation characteristics of orthodontic latex elastics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 118: 280–287
- Kersey M L, Glover K E, Heo G, Rabound D, Major P W 2003a A comparison of dynamic and static testing of latex and non-latex orthodontic elastics. *Angle Orthodontist* 73: 181–186
- Kersey M L, Glover K, Heo G, Rabound D, Major P W 2003b An in vitro comparison of 4 brands of non-latex orthodontic elastics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 123: 401–407
- Kovatch J S, Lautenschlager E P, Apfel D A, Keller J C 1976 Load-extension-time behavior of orthodontic Alastiks. *Journal of Dental Research* 55: 783–786
- Russell K A, Milne A D, Khanna R A, Lee J M 2001 In vitro assessment of the mechanical properties of latex and non-latex orthodontic elastics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 120: 36–44
- Thomas R B, Sapiro J C, Angle B C 1966 Force extension characteristics of orthodontic elastics. *American Journal of Orthodontics* 72: 296–302
- Wong A K 1976 Orthodontic elastic materials. *Angle Orthodontist* 46: 196–205
- Yogosawa F, Nisimaki H, Ono E 1967 Degradation of orthodontic elastics. *Journal of the Japanese Orthodontic Society* 26: 49–55
- Young J, Sandrik J L 1979 The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. *Angle Orthodontist* 49: 104–109

11. BIBLIOGRAFÍA



Alavi S, Tabatabaie AR, Hajizadeh F, Ardekani AH. An In- Vitro Comparison of Force Loss of Orthodontic Non-Latex Elastics. Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences 2014; 11: 10-16.

Aljhani AS, Aldrees AM. The effect of static and dynamic testing on orthodontic latex and non-latex elastics. Orthodontic Waves 2010; 69: 117 - 122.

Andreasen GF, Bishara SE. Comparison of Alastik chains to elastics involved with intra-arch molar to molar forces. Angle Orthodontist 1970; 40: 151 - 158.

Baca A. Historia de la Ortodoncia: la ortodoncia desde 1800 hasta Angle. Revista Española de Ortodoncia 1992; 22: 109 – 120.

Beattie S, Monaghan P. An in vitro study simulating effects of daily diet and patient elastic band change compliance on orthodontic latex elastics. Angle Orthodontist 2004; 74: 234 - 239.

Billmeyer FW. Textbook of polymer science. New York: John Wiley & Sons; 1984. p. 36 – 457.

Bishara SE, Andreasen GF. A comparison of time related forces between plastic Alastiks and latex elastics. Angle Orthodontist 1970; 40:319 - 328.



Universidad de Oviedo

Bibliografía

Quirce Gancedo S, Conde-Salazar Gómez L. Obtención y procesamiento del caucho natural. En: Blanco Guerra C, Quirce Gancedo S. Alergia al látex. Barcelona: MRA; 2002. p. 11 – 25.

Brantley WA, Salander S, Myers CL, Winders RV. Effects of pre-stretching on force degradation characteristics of plastic modules. *Angle Orthodontist* 1979; 49: 37 - 43.

Brawley RE. Studies of the pH normal resting saliva: variations with age and sex. *Journal of Dental Research* 1935; 15: 55 - 62.

Brooks DG, Hershey HG. Effects of heat and time on stretched plastic orthodontic modules. *Journal of Dental Research* 1976, (especial issue B): Abstract N^o. 363, 1976.

Chang HF. Effects of instantaneous pre-stretching on force degradation characteristics of orthodontic plastic modules. *Proceeding of the National Science Council, Republic of China [B]* 1987; 11: 45 - 53.

Conde-Salazar L. (1990). *Sensibilidad profesional a componentes de las gomas*. (Tesis doctoral inédita). Universidad Complutense de Madrid.

Davidovitch Z. Molecular orthodontic movement. *Conferences series Paris*. 1995.



Dos Santos RL; Pithon MM; Villela MT. The influence of pH levels on mechanical and biological properties of nonlatex and latex elastics. *Angle Orthodontist* 2012; 82: 709 – 714.

Eliades T, Gioka C, Zinelis S, Makou M. Study of stress relaxation of orthodontic elastomers: Pilot method report with continuous data collection in real time. *Hellenic Orthodontic Review* 2003; 6: 13 - 26.

Fernandes A; Fernández G; Artese F; Elias C; Mendes A. Force extension relaxation of medium force orthodontic latex elastics 2011; 81: 812 - 819.

Ferriter JP, Meyers CE. The effect of hydrogen ion concentration on the force-degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1990; 98: 404 - 410.

Fiddler, W, Pensabene, J, Sphon, J, Andrzejewski, D. Nitrosamines in rubber bands used for orthodontic purposes. *Food and chemical toxicology* 1992; 30: 325 - 326.

Hanson M, Lobner D. In vitro neuronal cytotoxicity of latex and nonlatex orthodontic elastics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2004; 126: 65 - 70.



Hwang CJ, Cha JY. Mechanical and biological comparison of latex and silicone rubber bands. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2003; 124:379–386.

Jarabak and Fizzell. *Technique and treatment with the light wire appliances*. Mosby Co Editor; 1963. p. 70-82.

Jastrzebski ZD. *The nature and properties of engineering materials*. 3^a ed. New York: John Wiley & Sons; 1987. p. 372-423.

Kamisetty SK, Nimagadda C, Begam MP, Nalamotu R, Srivastav T, Shwetha GS. Elasticity in Elastics-An in-vitro study. *Journal of International Oral Health* 2014; 6: 96-105.

Kanchana P, Godfrey K. Calibration of force extension and force degradation characteristics of orthodontic latex elastics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2000; 118: 280-287.

Kersey ML, Glover KE, Heo G, Raboud D, Major PW. A comparison of dynamic and static testing of latex and nonlatex orthodontic elastics. *Angle Orthodontist* 2003a; 73: 181 - 186.



Kersey ML, Glover K, Heo G, Raboud D, Major PW. An in vitro comparison of 4 brands of nonlatex orthodontic elastics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2003b; 123: 401 - 407.

Kochenborger C, Silva DL, Marchioro EM, Vargas DA, Hahn L. Avaliação das tensões liberadas por elásticos ortodônticos em cadeia: estudo in vitro. *Dental Press Journal Orthodontics* 2011; 16: 93 – 99.

Kovatch JS, Lautenschlager EP, Apfel DA, Keller JC. Load-extension-time behavior of orthodontic Alastiks. *Journal of Dental Research*. 1976; 55: 783 - 786.

Langlade M. Definiciones. En: Langlade M. *Optimización de los elásticos ortodóncicos*. New York: GAC International Inc; 2000. p. 1 – 6.

Langlade M. Historia de las fuerzas elásticas. En: Langlade M. *Optimización de los elásticos ortodóncicos*. New York: GAC International Inc; 2000. p. 7 - 12.

Langlade M. Clasificación de las fuerzas elásticas. En: Langlade M. *Optimización de los elásticos ortodóncicos*. New York: GAC International Inc; 2000. p. 13 - 28.

Larrabee TM; Liu SS; Torres-Gorena A; Soto-Rojas A; Eckert GJ; Stewart KT. The effects of varying alcohol concentrations commonly found in mouth rinses on the force decay of elastomeric chain. *Angle Orthodontist* 2012; 82: 894 – 899.



Leão Filho JC, Gallo DB, Santana RM, Guariza-Filho O, Camargo ES, Tanaka OM. Influence of different beverages on the force degradation of intermaxillary elastics: an in vitro study. *Journal of Applied Oral Science* 2013; 21: 145 – 149.

Medrano Arnáez, S. (2008). *Pérdida de fuerza de los elásticos de uso intraoral en ortodoncia*. (Tesis doctoral inédita). Departamento de Cirugía y Especialidades Médico-Quirúrgicas. Universidad de Oviedo.

Moris A, Sato K, Facholli AFL, Nascimento JE, Sato FRL. In vitro study of the force degradation of latex orthodontic elastics under dynamic conditions. *Revista dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial* 2009; 14: 95 - 108.

Nattrass C, Ireland A.J, Lovell C.R. Latex allergy in an orthognatic patient and implications for clinical management. *Brithis Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 1999; 37: 11 – 13.

Pithon MM, Souza RF, Andrade de Freitas LM, Alves de Souza R. Mechanical properties intermaxillary latex and latex-free elastics. *Journal of the World Federation of Orthodontists* 2013; 2: e15 - e18.

Proffit WR. *Ortodoncia contemporánea: teoría y práctica*. 3ª Ed. Madrid: Mosby; 1994.

Reitan.K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1957; 43: 32 – 45.



Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum Force Magnitude for Orthodontic Tooth Movement: A Systematic Literature Review. *Angle Orthodontist* 2003; 73: 86 – 92.

Rock W P, Wilson H J, Fisher S E. A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. *British Journal of Orthodontics* 1985. 12: 202 – 207.

Russell KA, Milne AD, Khanna RA, Lee JM. In vitro assessment of the mechanical properties of latex and nonlatex orthodontic elastics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2001; 120: 36 – 44.

Sauget PS; Stewart KT; Katona TR. The effect of pH levels on nonlatex vs latex interarch elastics. *Angle Orthodontist* 2011; 81:1070 – 1074.

SEAIC [Internet]. Madrid: Sociedad Española de Alergología e Inmunología Clínica; 2014 [cited 2015 Feb 21]. Available from: <http://www.seaic.org/pacientes/que-es-la-alergia>.

Stevenson JS and Kusy RP. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. *Angle Orthodontist* 1994; 64: 455 - 466.



Stroede CL, Sadek H, Navalgund A, Kim D, Johnston WM, Schricker SR, Brantley WA. Viscoelastic properties of elastomeric chains: An investigation of pigment and manufacturing effects. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2012; 141: 315 - 326.

Uribe-Restrepo GA. Uso de elásticos y elastómeros en ortodoncia. En: Uribe-Restrepo GA. *Fundamentos de odontología*. 1ª ed. 2004. Corporación para Investigaciones biológicas; 2004. p. 267-280.

Van Leeuwen EJ, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. *European Journal of Oral Sciences*. Tooth movement with light continuous and discontinuous forces in beagle dogs 1999; 107: 468 - 474.

Wang T, Zhou G, Tan X, Dong Y. Evaluation of force degradation characteristics of orthodontic latex elastics in vitro and in vivo. *Angle Orthodontist* 2007; 77: 688 - 693.

Yogosawa F, Nisimaki H, Ono E. Degradation of orthodontic elastics. *Journal of the Japanese Orthodontic Society*. 1967; 26: 49 - 55.

Young J, Sandrik JL. The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. *Angle Orthodontist* 1979; 49: 104 - 109.

