



**UNIVERSIDAD DE MURCIA**  
**ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO**

*Estudio In Vitro* de la Pérdida de Fuerza  
Experimentada por los Elásticos de Ortodoncia con  
Látex y Libres de Látex

**D<sup>a</sup>. Noelia María López Ronquillo**

**2016**



## **AGRADECIMIENTOS:**

En primer lugar, me gustaría dar las gracias a mis directores de tesis, el Dr. Luis Alberto Bravo González y la Dra. Ascensión Vicente Hernández. Gracias también al Dr. Manuel Canteras Jordana, por su gran apoyo estadístico. También agradecer a Dentsply GAC International y Lancer Orthodontics, la donación de las muestras necesarias para el trabajo.

Quisiera dar las gracias, sobre todo, a las personas que me quieren, a mi familia y amigos, a los que no les he podido dedicar todo el tiempo que me hubiera gustado. Y en especial, a mi madre, que siempre ha estado ahí, apoyándome en todos mis proyectos.





# ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN .....	1
2. REVISIÓN DE LA LITERATURA .....	5
2.1 EVOLUCIÓN HISTÓRICA .....	7
2.2. GENERALIDADES DE LOS ELÁSTICOS DE ORTODONCIA .....	10
2.2.1. Clasificación.....	10
2.2.2. Definiciones .....	11
2.2.3. Propiedades .....	11
2.2.4. Ventajas de los elásticos .....	12
2.2.5. Desventajas de los elásticos .....	13
2.2.6. Fuerza ideal para producir el movimiento dental.....	13
2.3. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA PÉRDIDA DE FUERZA .....	17
2.3.1. Presencia de humedad y tiempo de uso.....	17
2.3.2. Preestiramiento.....	23
2.3.3. Velocidad de estiramiento.....	25
2.3.4. pH oral.....	26
2.3.5. Dieta .....	28
2.3.6. Alcohol.....	30
2.3.7. Temperatura .....	31
2.3.8. Composición .....	32
2.3.9. Incorporación de pigmentos a los elásticos.....	33
2.3.10. Incorporación de flúor a los elásticos.....	37
2.3.11. Uniformidad .....	40
2.3.12. Nivel de fuerza de los elásticos de ortodoncia .....	41
2.4. EL LÁTEX.....	42
2.4.1. Epidemiología, factores y grupos de riesgo .....	43
2.4.2. Inmunología y clínica de la alergia al látex .....	46
2.4.2.1. Alergia a la proteína de látex o hipersensibilidad tipo I.....	47
2.4.2.2. Dermatitis alérgica de contacto o hipersensibilidad tipo IV .....	50
2.4.2.3. Dermatitis de contacto irritante.....	52
3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	55
4. MATERIAL Y MÉTODO .....	59
4.1 ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	66
5. RESULTADOS .....	69
6. DISCUSIÓN.....	79
7. CONCLUSIONES .....	93
8. BIBLIOGRAFÍA.....	97
9. ARTÍCULO.....	117



## **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).

Los elásticos en ortodoncia han sido usados tanto intra como extraoralmente. Su uso, combinado con la cooperación del paciente, permiten al ortodontista corregir discrepancias verticales, anteroposteriores (Kamisetty y cols., 2014) y transversales (Alam y Sikder, 2012). La pérdida de fuerza que sufren los elásticos es el mayor problema de su uso clínico, esto dificulta determinar la fuerza real que se transmite al diente.

Por lo tanto, el conocimiento del comportamiento de los elásticos en ortodoncia es de vital importancia para realizar una buena práctica. Dominando las características de fuerza-extensión de los elásticos de los que disponemos, podremos elegir el más adecuado para un movimiento dental en particular.

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 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.

Los productos elásticos libres de látex fueron inicialmente fabricados 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 y cols., 2013; Kamisetty y cols., 2014). Desde principios de los 90 existen en el mercado ortodóncico productos elásticos sintéticos para pacientes con hipersensibilidad al látex, se venden como elásticos libres de látex.

Mientras que las características y las propiedades de los elásticos con látex han sido estudiadas ampliamente (Yogosawa, Nisimaki y Ono, 1967; Kovatch y cols., 1976; Bales, Chaconas y Caputo, 1977; Brantley y cols., 1979; Young y Sandrik, 1979; Billmeyer, 1984; Chang, 1987; Holmes y cols., 1993; Kanchana y Godfrey, 2000; Hwang y Cha, 2003; Kersey y cols., 2003a; Hanson y Lobner, 2004; Wang y cols., 2007; Moris y cols., 2009; Fernandes y cols., 2011; Leão Filho y cols., 2013), los estudios sobre elásticos de ortodoncia libres de látex son limitados y controvertidos (Andreasen y Bishara, 1970; Bishara y Andreasen, 1970; Russell y cols., 2001; Hwang y Cha, 2003; Kersey y cols., 2003a; Kersey y cols., 2003b; Bertoncini y cols., 2006; Sauget, Stewart y Katona, 2011; Dos Santos, Pithon y Villela, 2012; Pithon y cols., 2013; Kamisetty y cols., 2014).

Es necesario conocer las propiedades físico-químicas de los distintos elásticos empleados en los tratamientos ortodóncicos, en concreto, el patrón de pérdida de fuerza y los factores que pueden modificarlo. Así como saber las fuerzas que están produciendo los elásticos ortodóncicos en cada momento, valorar si estas fuerzas resultan o no efectivas para la movilización dentaria y, en caso de que no lo sean, valorar el intervalo de tiempo en el que los elásticos deben ser renovados. La guía de uso clínico para los elásticos con látex no tiene por qué ser necesariamente aplicable a los elásticos libres de látex, por lo tanto, las propiedades de los materiales libres de látex deben ser evaluadas experimentalmente y comparadas con las de los materiales con látex, para desarrollar una guía de uso clínico para estos materiales.

## **2. REVISIÓN DE LA LITERATURA**





## **2.1. EVOLUCIÓN HISTÓRICA**

A continuación, en base a los trabajos de Baca (1992) y de Langlade (2000c), se realiza una breve descripción de la evolución histórica de los elásticos de ortodoncia.

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 chirugen 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 su uso industrial.

En 1841 J. M. Alexis Schange, en su libro titulado “Précis sur le redressement des dents”, publicado en París, nos habla del uso de hilos elásticos para mover dientes. En este mismo año, Pierre Joachim Lefoulon publicó el libro titulado “Ortodonsie”, siendo el primero en utilizar la palabra ortodoncia, que definía como “el tratamiento de las deformidades congénitas y accidentales de la boca”.

El dentista londinense James Robinson, en 1843 para retruir los dientes anteriores, confeccionaba una placa de hueso a la cual ferulizaba una cinta metálica que se extendía por labial y vestibular de los dientes superiores, y luego introducía goma india elástica entre la cinta metálica y las caras labiales de las piezas, obligándolas a retruirse.

Elisha Gustavus Tucker publicó en el 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.

Joseph Linderer en el año 1851 escribió su último trabajo, en el que recomendaba un aparato de expansión maxilar que ya usaba su colega James Robinson en esta época: consistía en una placa de oro en cuyo borde se añadía un ribete de material elástico (caucho), y que introduciéndose a presión en la arcada era capaz de producir la expansión ortopédica, evitando así la exodoncia de premolares.

El mismo dentista antes mencionado, Elisha Gustavus Tucker, en 1853 publica un trabajo titulado “Irregularidades dentarias”, en el *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.

Pasaron muchos años hasta que se generalizó el empleo de los elásticos intermaxilares, siendo popularizado su uso por dos odontólogos, uno fue Calvin Case, quien destacó su utilidad en el año 1893 en el congreso dental de Columbia, desplazando a la tracción extraoral que venía usándose hasta entonces. El otro odontólogo fue Henry A. Baker, quien en el año 1904 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 y Clase III) para su corrección. En 1948, 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 junto con fuerza extraoral de tracción alta, para controlar el sentido vertical.

Fueron J. Jarabak y Fizzell, 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 y Fizzell, 1963a). Dos años más tarde, en 1965, R. Begg, en su obra titulada “Begg orthodontic Theory and Technique”, 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.

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.

## 2.2. GENERALIDADES DE LOS ELÁSTICOS DE ORTODONCIA

Se presentan en bolsas de plástico decoradas con símbolos variados (colores, letras, animales, deportes, países, plantas, frutas...) en función del tamaño y de la fuerza, que ayudan a los pacientes a reconocer los elásticos (Figura 1 y Figura 2).



Figura 1. Elásticos de Rocky Mountain Orthodontics® (RMO®). Tomado de: Catálogo RMO®, 2015.



Figura 2. Elásticos de Forestadent®. Tomado de: Kamisetty y cols., 2014.

### 2.2.1. Clasificación

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

- Intraorales: intramaxilares (colocados dentro de una misma arcada) e intermaxilares (van de una arcada a la arcada opuesta).
- Extraorales: como complemento de aparatos extraorales, como la tracción extraoral o la máscara facial.

### 2.2.2. Definiciones

*Elasticidad*: propiedad de un material para recobrar su forma original después de sufrir una deformación substancial (Moris y cols., 2009).

*Elastómero*: es un término general aplicado a los materiales poliméricos que recobran sus dimensiones originales inmediatamente después de una deformación substancial (Kamisetty y cols., 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, polibutadieno, etilprofileno, teflones, hipalón, siliconas, etc.

*Límite elástico*: es la cantidad de distorsión forzada sin deterioro y pérdida de elasticidad (Langlade, 2000b).

### 2.2.3. Propiedades

Según Langlade (2000b), un material elástico generalmente presenta 3 propiedades: una distorsión que no exceda su límite de elasticidad, debería ser físicamente homogéneo e isótropo (proporcionando la misma fuerza en cualquier dirección).

A pesar de todo lo que se ha investigado sobre estos materiales, existe una falta de información sobre los cambios estructurales que acontecen durante el estiramiento y la relajación de los elastómeros, incluyendo la conformación molecular del material.

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).

La fuerza desarrollada por los elásticos viene definida por su estructura molecular, y esta estructura se puede obtener midiendo la temperatura de transición cristalina ( $T_g$ ). Un valor de  $T_g$  más alto nos indica un polímero más rígido, ya sea por una mayor presencia de enlaces cruzados covalentes o por la presencia de cadenas laterales más largas (Rosen, 1993).

En general, un elastómero estirado debe poseer una alta resistencia a la tracción para evitar su rotura prematura y una alta cristalización (Storie, Regennitter y von Fraunhoven, 1994). Los polímeros de alto peso molecular podrían cumplir este requisito; sin embargo, una longitud exagerada de la cadena molecular podría afectar negativamente a la capacidad del elastómero para extenderse. Los polímeros de cadenas moleculares con una polimerización mayor de 1.000 tienen poca extensibilidad. Cuando cadenas muy largas se deforman más allá de una cantidad crítica, la carga aplicada debe ser transmitida por los enlaces primarios de la cadena del polímero y, puesto que no hay un deslizamiento que permita disipar el estrés, la probabilidad de rotura de esos enlaces es mayor (Eliades, 2007).

#### 2.2.4. Ventajas del uso de elásticos

- Son colocados y retirados por el paciente fácilmente (Wang y cols., 2007; Aljhani y Aldrees, 2010).
- No requieren la activación por parte del ortodoncista (Langlade, 2000b).
- Su efecto se ve potenciado con los movimientos mandibulares: masticación, fonación (Langlade, 2000b).
- Bajo coste (Wang y cols., 2007; Kanchana y Godfrey, 2000; Aljhani y Aldrees, 2010).
- Alta flexibilidad (Wang y cols., 2007).

- Higiénicos, se desechan después de su uso (Aljhani y Aldrees, 2010).

#### 2.2.5. Desventajas del uso de elásticos

- Deterioro y pérdida de elasticidad, cualquier elástico usado en la boca está afectado por: pH oral, saliva, placa dentaria, tiempo de uso, temperatura, alimentos y bebidas (Aljhani y Aldrees, 2010).
- La absorción de humedad hincha el elástico y lo hace maloliente, después de usarlo 24 horas puede despedir olor (Kanchana y Godfrey, 2000; Hwang y Cha, 2003).
- La fuerza ejercida no es constante y depende de la cooperación del paciente (Langlade, 2000b).
- El paciente puede ubicarlos de manera incorrecta, perjudicando el efecto biomecánico del aparato (Langlade, 2000b).

#### 2.2.6. 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 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, movilizandolos 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 dental fisiológico. Estos niveles de fuerza son diferentes para cada diente o grupo de dientes, para el tipo de movimiento dental a realizar y para cada paciente (Ren, Maltha y Kuijpers-Jagtman, 2003). 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).

Konoo y cols. (2001), en un estudio realizado con ratas, observaron que las fuerzas ortodóncicas continuas producían más reabsorciones radiculares que las intermitentes, pero que el régimen de aplicación de fuerzas intermitentes que utilizaban (1 hora de aplicación de fuerza cada 24 horas) era insuficiente para producir movimiento dental. Concluían que debía existir un equilibrio en el régimen de aplicación de las fuerzas para minimizar las reabsorciones radiculares y maximizar el movimiento dental. Ballard y cols. (2009) realizaron un estudio en pacientes que requerían exodoncias de premolares. En este estudio compararon la influencia de las fuerzas ortodóncicas continuas e intermitentes en la reabsorción radicular inflamatoria inducida ortodóncicamente. Concluyeron que las fuerzas intermitentes eran más seguras que las continuas para prevenir las reabsorciones radiculares, sin embargo, este régimen de fuerzas podría comprometer la eficiencia del movimiento dentario.

Van Leeuwen, Maltha y Kuijpers-Jagtman (1999) afirmaron que las fuerzas de fracciones de newtons eran efectivas para producir movimiento dental.

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



Langlade (2000a) realizó la siguiente clasificación de las fuerzas, las fuerzas ortodóncicas estaban comprendidas entre los 14 gramos y los 367 gramos, por encima de los 367 gramos se consideran fuerzas ortopédicas (Figura 3).

	ONZAS	GRAMOS	FUERZA	
ORTODONCIA	0,5	14,17	MUY LIGERA	ORTODONCIA
	1	28,35		
	2	56,6	LIGERA	
	3	84,9		
	4	113,2		
	5	141,5		
	6	169,8	MEDIA	
	7	198,1		
	8	226,4		
	9	254,7		
	10	283,0	FUERTE	
	11	311,3		
12	339,6			
ORTOPÉDICO	13	367,9	MUY FUERTE	ORTOPÉDICO
	14	396,2		
	15	424,5		
	16	453,6		
	32	907,2		
	48	1.360,8		

Figura 3. Clasificación de las fuerzas. Tomado de: Langlade, 2000a.

Ren, Maltha y Kuijpers-Jagtman (2003) realizaron una revisión sistemática de la literatura para intentar esclarecer cual era la magnitud de fuerza óptima para el movimiento dental. Encontraron un amplio número de estudios con condiciones experimentales muy distintas. Los trabajos se realizaron en diferentes especies animales (rata, perro, conejo, mono, ratón y conejillo de indias). Además, hallaron un amplio rango de magnitudes de fuerza aplicadas, existía una gran variedad en cuanto a los dientes incluidos en el estudio, la dirección del movimiento dental, así como en la duración de los experimentos y la reactivación de la fuerza. Encontraron muy pocos

experimentos que proporcionaran información sobre la relación entre la velocidad del movimiento dental y la magnitud de la fuerza aplicada. Además, los datos de estudios en humanos sobre la eficiencia del movimiento dental ortodóncico eran muy limitados. Finalmente, no hallaron ninguna evidencia científica en la literatura sobre el nivel de fuerza óptimo para el movimiento dental en ortodoncia.

Ya en el año 1970, Andreasen y Bishara nos hablaban 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. Recomendaban 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 se deseaba aplicar una fuerza de 100 gramos, se debería 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 se deseaba aplicar una fuerza inicial de 100 gramos, se debía elegir un elástico con una fuerza inicial de 140 gramos. Leão filho y cols. (2013) consideraban 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 y cols. (2003a) aconsejaban 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 sugerían que se debería decidir si empezar con una fuerza mayor a la necesaria o si terminar con una fuerza inferior a la

deseada tras un periodo de tiempo corto en boca (Kersey y cols., 2003a; Kersey y cols., 2003b).

Kamisetty y cols. (2014), sugirieron 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.

### **2.3. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA PÉRDIDA DE FUERZA**

Todos los materiales elastoméricos, incluidos aquellos hechos con goma de látex natural, sufren una fatiga (Billmeyer, 1984; Aljhani y Aldrees, 2010; Stroede y cols., 2012; Kamisetty y cols., 2014). Esto deriva en una pérdida de fuerza que probablemente se ve acentuada en condiciones ambientales adversas, incluidas aquellas asociadas con la cavidad bucal. En la literatura existen gran cantidad de estudios sobre la pérdida de fuerza de estos materiales, empleando diferentes métodos de investigación y diferentes tipos de elásticos. Esta gran variabilidad en los materiales y métodos empleados en las diferentes investigaciones, hace difícil el poder extraer conclusiones de las mismas (Aljhani y Aldrees, 2010).

A continuación citamos algunos de los factores que influyen en la pérdida de fuerza de los materiales elastoméricos.

#### **2.3.1. Presencia de humedad y tiempo de uso**

La fuerza de elásticos de poliuretano decrece con el tiempo y el índice de caída aumenta con la hidrólisis (Andreasen y Bishara, 1970; Young y Sandrik, 1979).

Distintos estudios coinciden en 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, Nisimaki y Ono, 1967; Andreasen y Bishara, 1970; Bishara y Andreasen, 1970, Aljhani y Aldrees, 2010; Sauget, Stewart y Katona; 2011 Leão Filho y cols., 2013; Alavi y cols., 2014).

Andreasen y Bishara (1970) demostraron 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, sugirieron 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 y Godfrey (2000) llegaron a conclusiones similares, observaron 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.

Kovatch y cols. (1976) y Brantley y cols. (1979), observaron que después de los primeros segundos, en medio húmedo, la pérdida de fuerza de los elásticos obedecía a la siguiente fórmula:  $Carga\ (fuerza) = constante \times (tiempo)^n$ . Su representación gráfica sería una línea recta, como una representación log-log (Figura 4).

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 y cols., 1979; Rock, Wilson y Fisher, 1985; Chang, 1987) y con las condiciones del experimento.

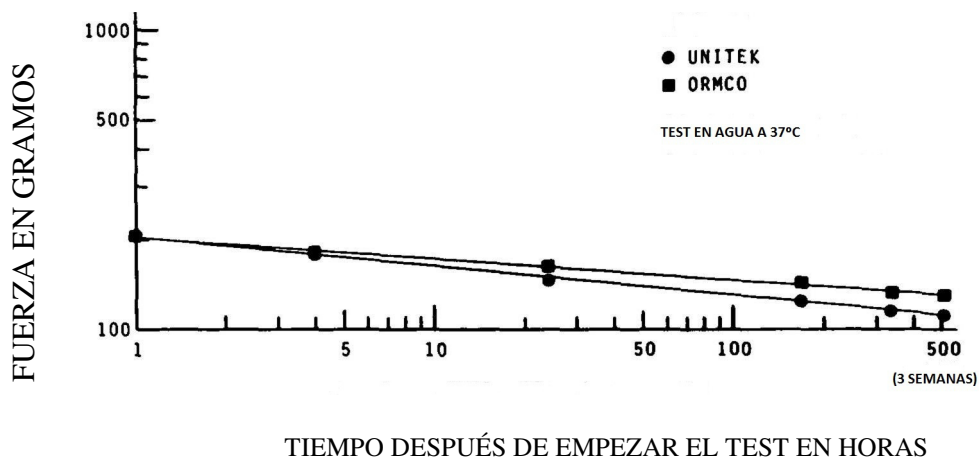


Figura 4. Diagrama de pérdida de fuerza durante 3 semanas. Tomado de: Brantley y cols., 1979.

Kovatch y cols. (1976) dieron 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.

Stevenson y Kusy (1994) trataron de encontrar una fórmula para determinar la fuerza de los elásticos en cualquier momento en medio húmedo. Encontraron que las cadenas seguían una curva típica del modelo Maxwell:  $F(t) = Kx_0^{-t/\tau}$ . Donde  $F(t)$  es la fuerza del sistema en función del tiempo ( $t$ );  $K$  el espesor de la cadena;  $x_0$  la constante de elongación;  $\tau = rK$  la relajación del sistema en función del tiempo, siendo  $r$  el coeficiente de resistencia. Pero los valores de  $K$  y de  $\tau$  no se podían hallar al principio de la pérdida de fuerza ni tras largos intervalos de tiempo. Por lo tanto, idearon el modelo Maxwell-Weichert que incorporaba dos modelos de Maxwell en paralelo:  $F(t) = x_0(K_1e^{-t/\tau_1} + K_2e^{-t/\tau_2})$ .

Para una deflexión constante, los valores de  $K$  y  $\tau$  se pueden determinar por el primer modelo Maxwell, que determina la pérdida de la fuerza inicial y, con el segundo modelo Maxwell se determina la pérdida de la fuerza tras largos intervalos de tiempo.

Eliades y cols (2003), en un estudio que realizaron en medio seco sobre cadenas elásticas cerradas y abiertas, enunciaron la siguiente fórmula para describir la fuerza que generan las cadenas elásticas durante las primeras 24 horas:  $F_{24} = F_0 \cdot (1 - e^{-ct}) - dt$ . Donde  $F_0$  es la fuerza realizada inmediatamente después del estiramiento;  $c$  es la curva inicial no lineal (correspondiente a la fase inicial de pérdida de fuerza);  $d$  es la pendiente de la curva correspondiente a la pérdida de fuerza tardía durante el periodo de 24 horas y  $t$  el tiempo.

Observaron que de forma general la pérdida de fuerza de las cadenas elásticas 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 5).

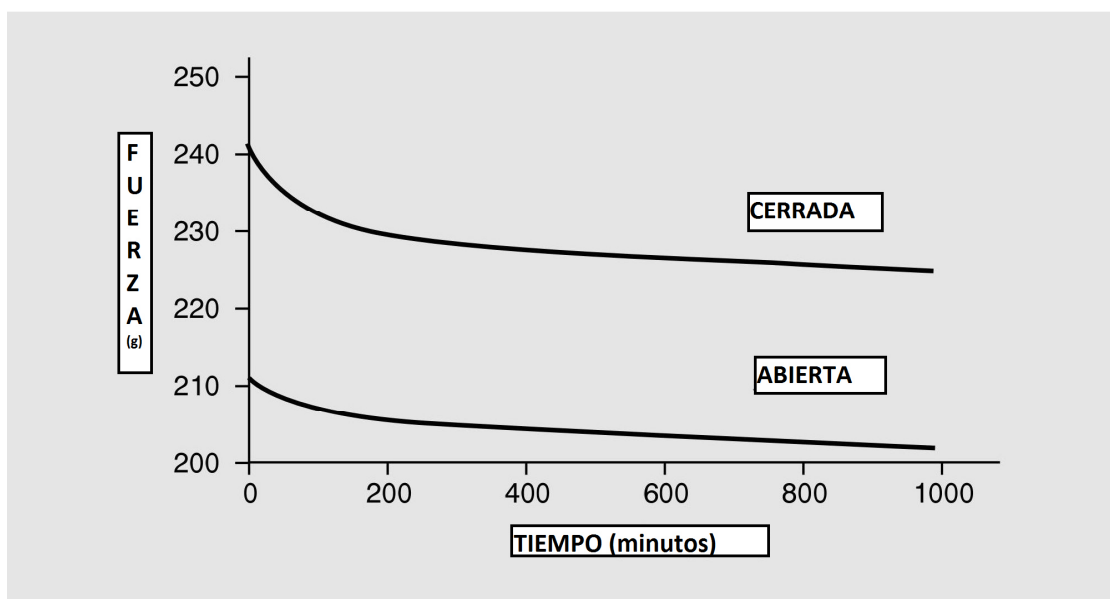


Figura 5. Diagrama de pérdida de fuerza de cadenas elásticas durante las primeras 24 horas mostrando la presencia de 2 secciones: abrupta caída inicial seguida por una curva de menor gradiente.

Tomado de: Eliades y cols., 2003.

Fernandes y cols (2011), en un estudio que realizaron en medio húmedo sobre la pérdida de fuerza de los elásticos con látex, observaron 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. Consideraban 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 necesitaban más investigaciones que ayuden a determinar las causas de este contradictorio incremento de la fuerza (Figura 6).

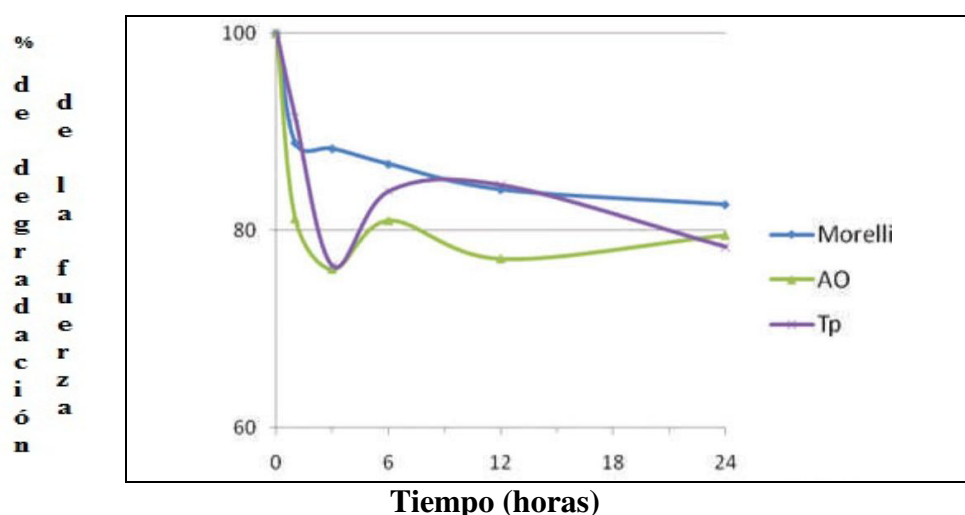


Figura 6. Diagrama de la pérdida de fuerza de elásticos con látex en 24 horas. 3 secciones: abrupta caída inicial seguida por un ligero incremento y finalmente una reducción progresiva. Tomado de: Fernandes y cols., 2011.

Kamisetty y cols. (2014) llevaron a cabo un estudio en condiciones de humedad, en el que observaron 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 implicaba 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.

Antony y Paulose (2014), en su estudio sobre la pérdida de fuerza de cadenas elastoméricas durante 21 días, observaron que la mayor pérdida de fuerza se producía a las 24 horas y que los cambios eran mínimos entre las 24 horas y los 21 días. A los 21 días, las cadenas elastoméricas sólo retenían el 40% de su fuerza inicial.

En el futuro serán necesarios polímeros con menor reactividad, para minimizar la absorción de agua, solubilidad y su consecuente degradación, factores que afectan a las propiedades mecánicas del material (Eliades, 2007).

Rahpeyma y Khajehahmadi (2014) estudiaron la pérdida de fuerza de elásticos de ortodoncia con látex pesados (3/16 de American Orthodontics®), en el tratamiento de fracturas mandibulares reproducidas en laboratorio. Consideraron importante hacer este estudio, ya que las características del uso de los elásticos intermaxilares son diferentes cuando se utilizan con fines ortodóncicos a cuando se utilizan como medio de fijación de una fractura mandibular. La distancia interincisiva máxima en un paciente ortodóncico es de 30-50 mm, mientras que la distancia entre los ganchos del arco superior y los del arco inferior en un paciente con fijación mandibular es de 15-20 mm, esta distancia aumenta 5-10 mm cuando se abre ligeramente la boca para tomar la dieta blanda. Los cirujanos cambian los elásticos de los pacientes con fractura mandibular cada 2 semanas, mientras que un paciente ortodóncico cambia sus elásticos todos los días. Por lo tanto, las distancias de estiramiento de los elásticos que utilizaron en su estudio fueron 15 mm y 20 mm y los tiempos de medición de fuerza fueron T0 (medición inicial), T1 (tras 24 horas de estiramiento) y T2 (tras 14 días de estiramiento), el estudio se realizó en medio húmedo a 37°C. Obtuvieron diferencias significativas en



la pérdida de fuerza de los elásticos con 15 mm de estiramiento entre 0-1 día y entre 0-14 días, pero no se observaron diferencias entre 1-14 días. Este mismo patrón se seguía cuando los elásticos eran estirados 20 mm. Esto es consistente con el uso clínico que los cirujanos maxilofaciales dan a estos elásticos, cambiándolos cada 14 días, ya que tras el primer día, la pérdida de fuerza que estos elásticos sufren no es significativa.

### 2.3.2. Preestiramiento

Brooks y Hershey (1976) encontraron 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 obtener módulos plásticos con fuerzas casi constantes hasta que se desarrollasen mejoras de los materiales.

Brantley y cols. (1979) realizaron un experimento con el uso de diferentes medios para realizar 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). Estudiaron dos tipos de cadenas continuas (Alastik C Spool Chain de Unitek® y Power Chain II de laOrmco®). Llegaron 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 de 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 y Kusy (1994) llegaron a conclusiones similares, en su estudio los elastómeros de poliuretano no tratados perdían la mayor cantidad de su fuerza en unos pocos minutos, perdiendo muy poca fuerza adicional más tarde. Exponían que como la mayor parte de caída de fuerza comenzaba inmediatamente después de la aplicación de la carga, 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, concluían 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.

Storie, Regennitter y von Fraunhoven (1994), evaluaron las propiedades físicas de las cadenas convencionales y liberadoras de flúor de la compañía Ortho Arch

Company®. Observaron que el hecho de preestirar las cadenas convencionales o las liberadoras de flúor un 50% de su longitud durante 5 segundos, no tenía relevancia clínica en la distracción inicial requerida para conseguir fuerzas de 150 gramos o de 300 gramos.

De Aguilar y cols. (2014) estudiaron la influencia del preestiramiento en la pérdida de fuerza de tres marcas de cadenas elásticas (Morelli®, Orthometric® y American Orthodontics®), en tres intervalos de tiempo (2, 7 y 30 días), en saliva artificial a 37°C. Además realizaron una medición de la fuerza inicial en medio seco. Concluyeron que tanto el preestiramiento como la marca influían en la pérdida de fuerza de las cadenas elásticas. Observaron que el tiempo tenía mayor influencia en la pérdida de fuerza que la marca o el preestiramiento. Los niveles de fuerza a los 7 y a los 30 días fueron significativamente inferiores a los iniciales en todos los grupos, también fueron significativamente inferiores en todos los grupos los niveles de fuerza registrados a los 30 días respecto a los registrados a los 2 días. Los niveles de fuerza generados por las cadenas preestiradas eran significativamente superiores a los generados por las cadenas no preestiradas al inicio en todas las marcas, y también eran significativamente superiores a los niveles de fuerza de las cadenas de American Orthodontics® y Morelli® a los 7 días y Orthometric® a los 30 días. A los 2 días no se observaron diferencias en los niveles de fuerza generados por las cadenas preestiradas y las no preestiradas en ninguna de las marcas.

### 2.3.3. Velocidad de estiramiento

Kovatch y cols. (1976) observaron que después de mantener estirados los módulos elásticos una extensión determinada, 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 de 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.

Concluían 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.

#### 2.3.4. pH oral

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 y Meyers (1990) realizaron un trabajo *in vitro* para estudiar la influencia del pH oral en el índice de caída de fuerza de las cadenas elásticas de poliuretano. Utilizaron 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. Emplearon 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 (Figura 7).

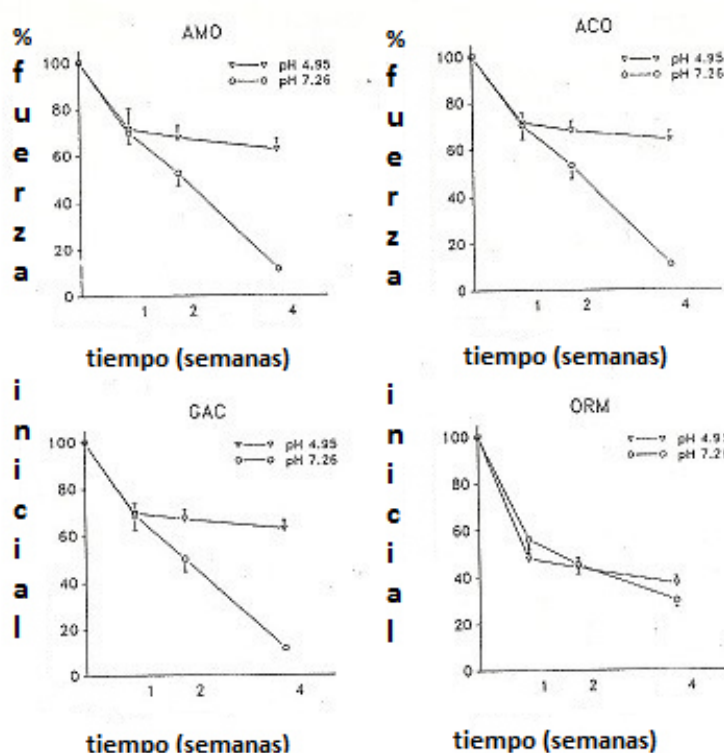


Figura 7. Gráficos de fuerza-resistencia. Tomado de Ferriter y Meyers, 1990.

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 y cols. (1976) y Brantley y cols. (1979).

Clínicamente, se ha sugerido que un pH oral inferior a 7,26 retarda la pérdida de fuerza de cadenas elásticas. Ferriter y Meyers (1990) encontraron 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, 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.

Stevenson y Kusy (1994) observaron que la acidez no tenía un efecto significativo en el mecanismo de degradación responsable del deterioro de las propiedades mecánicas de cadenas elastoméricas de poliuretano.

Otros autores tampoco encontraron una correlación clínicamente significativa entre pH y la pérdida de fuerza de los elásticos de ortodoncia (Sauget, Stewart y Katona, 2011; Dos Santos, Pithon y Villela, 2012).

### 2.3.5. Dieta

Beattie y Monaghan (2004) realizaron un estudio 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. Los elásticos se dividieron en 6 grupos de estudio. En el primer grupo, grupo quasicontrol, los elásticos se mantuvieron en saliva artificial a 37°C durante 24 horas. Los elásticos de los otros 5 grupos fueron expuestos a diferentes tipos de alimentos. Todos los elásticos fueron testados después de un periodo de exposición y/o almacenamiento de 24 horas, excepto un grupo, en el que el periodo de exposición fue de 12 horas. Todos los elásticos se comportaron satisfactoriamente durante el día del experimento, ya que todos ellos proporcionaron fuerzas superiores a un Newton, por lo que podría considerarse que, a nivel clínico, las fuerzas medias que proporcionaban los elásticos no mostraban diferencias significativas. Van Leeuwen, Maltha y Kuijpers-Jagtman (1999) consideraban que las fuerzas de subnewtons eran efectivas para el movimiento de dientes.

Leão Filho y cols. (2013) realizaron 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 sumergieron en diferentes líquidos: saliva artificial (grupo control), coca-cola®, cerveza, zumo de naranja, vino tinto y café. Inicialmente todos los elásticos se montaron en un tablero de resina y fueron estirados hasta alcanzar una longitud de 26 mm, a continuación se realizó la medición de la fuerza inicial (T0). Posteriormente, las muestras se dividieron aleatoriamente en seis grupos. Después de las mediciones de fuerza inicial, los elásticos eran sumergidos en un recipiente de vidrio que contenía 300 ml de la bebida de cada ensayo, de acuerdo con los grupos experimentales. El periodo de inmersión fue de 15 minutos para el primer y segundo ciclo (T1 y T2) y 30 minutos para los demás ciclos (T3, T4, T5). Las bebidas se cambiaban para cada ciclo nuevo de inmersión y los elásticos se lavaban en agua destilada y se sumergían en 300 ml de saliva artificial durante 3 minutos al final de cada ciclo. A continuación, los elásticos se lavaron de nuevo en agua destilada y se retiraron del tablero de resina para llevar a cabo la lectura de fuerza final.

Observaron que todos los grupos tenían el mismo comportamiento en los diferentes periodos de tiempo (Figura 8), por lo que concluyeron que la diferente naturaleza química de las bebidas evaluadas no influía en el grado de degradación de la fuerza de los elásticos intermaxilares. La aplicación clínica que se 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.

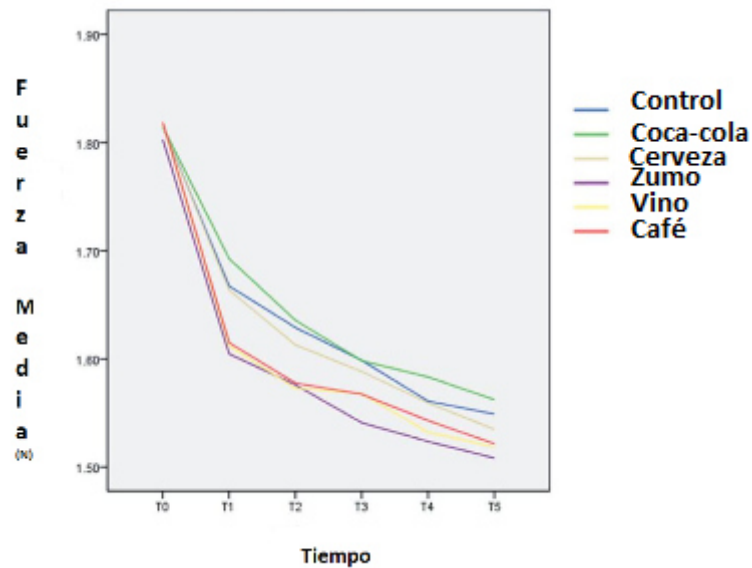


Figura 8. Valores medios de fuerza de los elásticos intermaxilares de cada grupo en el tiempo. Tomado de Leão Filho y cols., 2013.

### 2.3.6. Alcohol

Larrabee y cols. (2012) realizaron 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 elastoméricas. Consideraron que podría tener relevancia clínica, ya que muchos colutorios bucales, recomendados por los ortodoncistas 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%. Utilizaron dos marcas comerciales para su estudio, con diferentes concentraciones de alcohol en su composición, Cepacol® (14%) y Listerine® (26,9%). Con sus resultados demostraron que el alcohol producía un incremento estadísticamente significativo en la cantidad de pérdida de fuerza de las cadenas elastoméricas, pero no se observó una dependencia entre la concentración de alcohol y esta pérdida de fuerza. Sin embargo, con ninguno de los colutorios se llegó a una



pérdida de fuerza total de las cadenas elastoméricas, y la fuerza residual podría ser suficiente para producir el movimiento dental deseado.

### 2.3.7. Temperatura

Stevenson y Kusy (1994) realizaron un estudio para valorar si el incremento de 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 estudiaron 3 marcas de cadenas elastoméricas, 2 de ellas (Nihon® y Texin®) eran poliuretanos basados en poliéster, la otra (Pellethane®) era un poliuretano basado en polieter. Las cadenas de Nihon® y Texin® fueron fabricadas por sellado y las de Pellethane® por inyección. Antes del experimento, las cadenas fueron almacenadas en un lugar oscuro a -10°C, para reducir cualquier deterioro del material. Los especímenes se colocaron en soluciones tampón, en las que se estudió los efectos del incremento de la acidez en el medio, de la concentración de oxígeno y de la temperatura. Las temperaturas de las soluciones tampón eran 34°C y 44°C. Un grupo de cadenas fue tratado durante 10 días y otro grupo durante 100 días. Después de esto, fueron almacenadas en un lugar oscuro a -10°C, hasta que se realizaron las mediciones de fuerza. Las mediciones de fuerza se llevaron a cabo con una Máquina Universal de Ensayos a temperatura ambiente (21° C).

Concluyeron 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.

### 2.3.8. Composición

Con el aumento de casos de alergia a las proteínas del látex comenzaron a fabricarse elásticos sintéticos o libres de látex, la mayoría de ellos de poliuretano, pero también de estireno-butadieno o silicona.

Diferentes estudios muestran que los elásticos libres de látex presentan mayor degradación de la fuerza que los elásticos con látex (Bishara y Andreasen, 1970; Hwang y Cha, 2003; Bertoncini y cols., 2006; Aljhani y Aldrees, 2010; Kamisetty y cols., 2014), otros autores obtuvieron resultados opuestos (Pithon y cols., 2013). Esta contradicción podría ser debida a las diferentes marcas de elásticos utilizadas en los distintos estudios (Hanson y Lobner, 2004).

Bishara y Andreasen (1970) observaron que tanto los elásticos con látex como los libres de látex sufrían un cambio en su apariencia después del experimento. Los elásticos libres de látex se volvían menos transparentes o más bien opacos mientras que los elásticos con látex tomaban un color más blanco. Además, los elásticos libres de látex se teñían más con los pigmentos presentes en la saliva que los elásticos con látex. También observaron que los dos materiales sufrieron deformación plástica tras ser estirados, pero esta deformación era mayor en los elásticos libres de látex que en los elásticos con látex. Otros autores obtuvieron resultados similares (Kersey y cols., 2003a, Bertoncini y cols., 2006).

Kersey y cols. (2003b) y Aljhani y Aldrees (2010) consideraban 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 y cols. (2011) observaron 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 y cols. (2013).

### 2.3.9. Incorporación de pigmentos a los elásticos

Las cadenas elastoméricas originariamente sólo se distribuían en dos colores: transparentes o grises, pero salieron al mercado cadenas de otros colores, siendo muy populares entre los pacientes jóvenes. Entonces se planteó la siguiente cuestión, si el comportamiento y la liberación de la fuerza de los elastómeros se veían afectados por la pigmentación (Baty, Volz y von Fraunhofer, 1994). La información sobre el proceso de pigmentación de las cadenas no está disponible, ya que la composición de las cadenas de ortodoncia es información confidencial (Antony y Palouse, 2014).

Lu y cols. (1993) realizaron un estudio para comparar cadenas elastoméricas grises de una casa comercial (American Orthodontics®) y transparentes de dos casas comerciales (RMO® y American Orthodontics®). En las cadenas de American Orthodontics®, la fuerza remanente de las transparentes fue significativamente mayor que la de las grises. Por lo tanto, la fuerza remanente de las cadenas transparentes de RMO® fue significativamente mayor a la fuerza remanente de las cadenas transparentes y grises de American Orthodontics®.

En una revisión bibliográfica se afirmó que cuando las cadenas estaban en un medio fluido, las cadenas coloreadas necesitaban una mayor extensión para generar fuerzas similares a las generadas por las grises (Baty, Storie y Von Fraunhofer, 1994).

Baty, Volz y von Fraunhofer (1994) concluían que no existían diferencias en lo que respecta a la liberación de la fuerza entre los módulos de colores y los módulos grises para las marcas Masel® y Unitek®, pero los módulos de colores deOrmco® si presentaban una liberación de fuerza significativamente inferior a la de los módulos grises. También concluían que todas las cadenas elastoméricas de colores generaban niveles de fuerza iniciales compatibles con el movimiento dental.

La fuerza desarrollada por los elásticos viene definida por su estructura molecular, y esta estructura se puede obtener midiendo la temperatura de transición cristalina ( $T_g$ ). Un valor de  $T_g$  más alto nos indica un polímero más rígido, ya sea por una mayor presencia de enlaces cruzados covalentes o por la presencia de cadenas laterales más largas (Rosen, 1993). Cualquier aditivo colorante podría afectar a la estructura del polímero, por lo tanto, a la liberación de fuerza resultante y las características de pérdida de fuerza.

En el año 2004, Renick y cols. realizaron un estudio para determinar la  $T_g$  de distintas cadenas, con el fin de evaluar las diferencias en la  $T_g$  debido a la pigmentación dentro cada marca y las diferencias debidas a la marca dentro de cada pigmentación. Utilizaron un escáner calorimétrico para determinar los valores de la  $T_g$ . Tomaron cadenas de 3 fabricantes (RMO®, Ormco® y G & H Wire Company®) y de tres colores (gris, rojo y morado). De forma general, observaron que las cadenas de Ormco® y G & H® tenían una  $T_g$  media significativamente inferior a las de RMO®, lo que indicaba diferencias sustanciales en su composición o en su estructura polimérica.

Esta diferencia en la  $T_g$  confería a las cadenas de Ormco® y de G & H® una mayor flexibilidad que a las cadenas de RMO® e indicaba la existencia de diferencias significativas en lo que respecta a la degradación de la fuerza de las cadenas de Ormco® y G & H® en comparación con las de RMO®. En lo referente a los colores, para las casas Ormco® y RMO® no encontraron diferencias significativas en los colores rojo, gris y morado. En los elásticos de G & H® si se observaron diferencias significativas entre las cadenas rojas y púrpuras. Por lo tanto, algunos colorantes añadidos durante la fabricación pueden afectar a la estructura de los polímeros y modificar la fuerza que desarrollan (Renick y cols., 2004).

Los materiales de relleno de los elastómeros en la forma de pigmentos de color, o de partículas liberadoras de flúor podrían tener un importante efecto sobre el comportamiento de los elastómeros durante el estiramiento. Como regla general, las partículas de relleno en la estructura del polímero tienen un módulo mayor que el de la estructura circundante, por lo tanto, no logran extenderse en la misma cantidad que el resto de la estructura. Eso significa que los extremos de las fibrillas en contacto con el material de relleno deben estirarse más que las fibrillas del polímero que no están en contacto con este material de relleno, para contrarrestar la incapacidad del material de relleno para estirarse (Figura 9). Por lo tanto, la cantidad de material de relleno podría ser crítica para el estiramiento de la cadena a nivel microscópico, ya que cuando existe una gran cantidad de material de relleno, esto induce a un mayor estiramiento de las cadenas poliméricas en contacto con el material de relleno, que finalmente fallan antes que sus homólogas que no contactan con este material, reduciendo la capacidad del material para resistir cargas (Eliades, 2007).

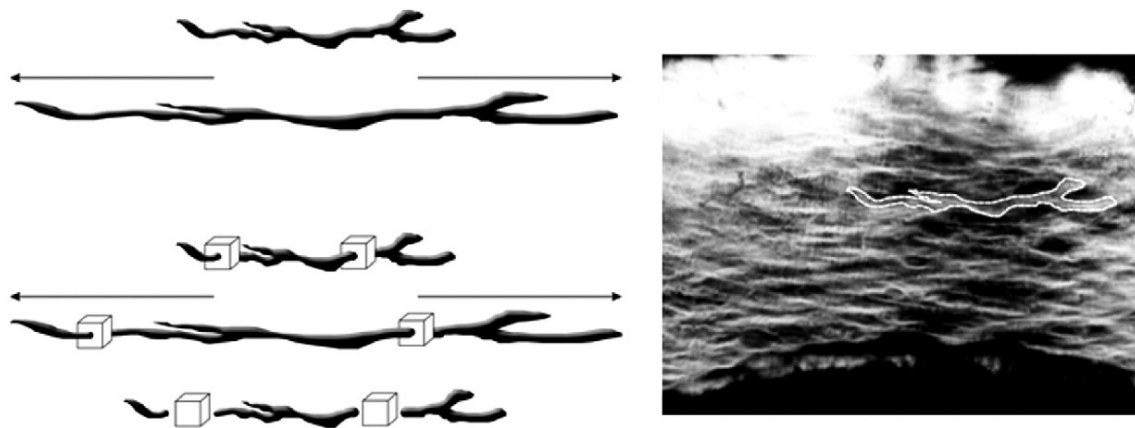


Figura 9. Esquema del efecto del relleno (cubos) en la resistencia a la tracción del elastómero estirado con relleno, en el que las fibrillas se han delineado. Las fibrillas más cortas, unidas al relleno (dibujo inferior), no puede extenderse la misma longitud que las largas, porque el relleno es más rígido que la matriz, por lo tanto, las fibrillas adyacentes se fracturan. Las fibrillas no adheridas al material de relleno (dibujo superior), probablemente sobrevivirán más tiempo, pero la tracción se distribuye en menos fibrillas, y algunas no pueden soportar la carga y finalmente se rompen. Esto reduce la capacidad del material para resistir las cargas. Tomado de: Eliades, 2007.

Antony y Palouse (2014) compararon la pérdida de fuerza a lo largo del tiempo (inicio, 24 horas y 21 días), en saliva artificial, de cadenas elastoméricas de Unitek® (transparentes y grises), Glenroe® (transparentes, rojas y azules) y Forestadent® (transparentes, rojas y verdes). Observaron que las cadenas pigmentadas liberaban menos fuerza que las transparentes en todas las marcas y en todos los tiempos en los que se realizaron las mediciones de fuerza, pero que la significación estadística variaba con la marca. Entre las cadenas transparentes, las cadenas de Unitek® liberaban más fuerza que las de Glenroe® y las de Forestadent®. Cuando compararon las cadenas transparentes y coloreadas dentro de cada marca, hallaron los siguientes resultados: para Unitek®, la fuerza liberada por las cadenas transparentes era significativamente superior a la liberada por las grises a las 24 horas y a los 21 días. Para Forestadent®, la fuerza liberada por las cadenas transparentes era significativamente superior a la liberada por las verdes a las 24 horas y a los 21 días, y a la liberada por las rojas al

inicio, a las 24 horas y a los 21 días. Además, no se observaron diferencias significativas entre las cadenetas rojas y verdes en ninguno de los tiempos. Para Glenroe®, la fuerza liberada por las cadenetas transparentes era significativamente superior a la liberada por las rojas en todos los tiempos, y no se observaron diferencias significativas en ninguno de los tiempos entre las cadenetas transparentes y azules, ni entre las rojas y azules. Las cadenetas verdes de Forestadent® son las que mostraron una mayor pérdida de fuerza a las 24 horas entre todas las incluidas en el estudio.

### 2.3.10. Incorporación de flúor a los elásticos

Cuando los pacientes tratados con aparatología fija presentan una higiene deficiente puede producirse la desmineralización en el esmalte (O'Reilly y Featherstone, 1987; Ogaard, 1989).

Las lesiones blancas o de desmineralización del esmalte pueden aparecer en tan sólo 2-3 semanas después de la acumulación de placa bacteriana en los aparatos fijos de ortodoncia, incluso cuando las medidas de higiene oral son óptimas (Ogaard y cols., 1988; Ogaard, Rolla y Arends, 1988). La formación de estas lesiones incipientes se atribuye a la retención prolongada de la placa bacteriana en la superficie del esmalte alrededor de los brackets (Ogaard y cols., 1988). Se han descrito descalcificaciones del esmalte hasta en el 50% de los pacientes de ortodoncia tratados con aparatos fijos (O'Reilly y Featherstone, 1987; Ogaard, 1989). Aunque las manchas blancas pueden disminuir, e incluso en raras ocasiones desaparecer después de retirar los aparatos fijos, a menudo persisten y causan problemas estéticos (Ogaard, 1989). Como respuesta al problema de prevalencia de manchas blancas, al paciente ortodóncico se le recomienda el uso de pastas de dientes y de enjuagues bucales que contengan fluoruros. El uso de

fluoruros reduce la caries durante el tratamiento ortodóncico con aparatología fija (Ogaard, Rolla y Arends, 1988).

Como respuesta a este problema, se desarrollaron ligaduras elastoméricas impregnadas con fluoruros para proporcionar una liberación de flúor a una dosis baja y a largo plazo (Wiltshire, 1996).

Pero la liberación de flúor proporcionada por las ligaduras elásticas no ha mostrado un comportamiento constante. Además, estas ligaduras elásticas liberadoras de flúor han mostrado pobres propiedades mecánicas en medio oral, que conduce a una alta incidencia de roturas (Tinsley, O'Dwyer y Benson, 2003).

Storie, Regennitter y von Fraunhoven (1994), evaluaron las propiedades físicas de las cadenetas convencionales y liberadoras de flúor de la compañía Ortho Arch Company®. Observaron que las propiedades físicas de las cadenetas liberadoras de flúor eran inferiores a las de las convencionales, ya que, aunque la fuerza inicial que proporcionaban las cadenetas liberadoras de flúor era ligeramente superior a la de las convencionales, tras una semana de estiramiento en agua destilada a 37°C, sólo conservaban un 14% de su fuerza inicial, y un 6% a las 3 semanas. Los niveles de fuerza conservados a los 7 días por las cadenetas liberadoras de flúor no eran efectivos para el movimiento dental, mientras que las cadenetas convencionales mantenían niveles de fuerza de 107 gramos, que se mantenían prácticamente constantes durante las dos semanas siguientes.

Miura y cols. (2007), realizaron un estudio *in vivo* para evaluar la eficacia de ligaduras liberadoras de flúor en el control de los niveles de *Streptococcus mutans* en la cavidad oral. Utilizaron ligaduras elastoméricas liberadoras de flúor en el grupo experimental (Fluor-I-Ties, Ortho Arch Company® Inc., USA) y ligaduras



elastoméricas convencionales en el grupo control (D. Morelli®, Brazil). No encontraron diferencias significativas entre los dos tipos de ligaduras (liberadoras de flúor y convencionales) en el número de *Streptococcus mutans*, ni en la saliva ni en la placa bacteriana circundante al aparato de ortodoncia. Por lo tanto, concluyeron que las ligaduras liberadoras de flúor no estaban indicadas para reducir la incidencia de la descalcificación del esmalte en pacientes de ortodoncia.

Ramazanadeh y cols. (2009), realizaron un estudio *in vitro* para evaluar los efectos de colutorios que contenían fluoruro de sodio (NaF al 0,05%) en las propiedades físicas de cadenetas elastoméricas de dos compañías (Dentaurum® y American Orthodontics®). Las cadenetas de las dos compañías para lograr fuerzas de 150 y 300 gramos requerían un mayor estiramiento cuando eran sumergidas en la mezcla de saliva artificial con fluoruro de sodio que cuando se sumergían sólo en saliva artificial, aunque las diferencias sólo eran significativas para lograr fuerzas de 300 gramos. Las cadenetas de American Orthodontics® requerían mayor estiramiento que las de Dentaurum® para lograr los dos niveles de fuerza, y también presentaban una mayor pérdida de fuerza. Concluían que el uso diario de colutorios con NaF no afectaba a la degradación de la fuerza ni al estiramiento requerido por ambas cadenetas para lograr fuerzas de ortodoncia convencionales, pero para lograr niveles de fuerza más altos, el aumento del estiramiento requerido era estadísticamente significativo.

Baturina y cols. (2010) realizaron un estudio *in vitro* en el que incorporaron fluoruro en acetato de co-vinilo de poliuretano, un tipo de elastómero, para proporcionar una liberación controlada de iones de fluoruro. El acetato de co-vinilo de poliuretano es muy popular porque según la Food and Drug Administration (FDA) este polímero es altamente biocompatible y no inflamable (Stitzel y cols., 2000). En este estudio, las

ligaduras elásticas que contenían en su interior acetato de co-vinilo de poliuretano con polvo de NaF y una película exterior exclusivamente de acetato de co-vinilo de poliuretano, fueron capaces de liberar ión fluoruro en concentraciones terapéuticas durante 40 días de forma constante. Sin embargo, las ligaduras elásticas que no poseían esta película exterior de acetato de co-vinilo de poliuretano exclusivamente, inicialmente liberaban ión fluoruro en concentraciones superiores a las terapéuticas (115 mg F/ligadura), por encima del límite tóxico (51 mg F/ligadura/d, equivalente a 1 ppm), por lo tanto, su utilización podría llevar a fluorosis dental, no recomendándose su uso clínico.

### 2.3.11. Uniformidad

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

Aljhani y Aldrees (2010) observaron que existía un amplio rango de fuerzas producidas por elásticos procedentes de la misma bolsa, pero consideraron 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 que propugnó Reitan (1957).

Sauget, Stewart y Katona (2011) concluyeron que las imperfecciones visibles en los elásticos influían en la pérdida de fuerza, y que las variaciones que observaron en el tamaño y en la calidad de los elásticos probablemente contribuían a la gran variabilidad de los resultados que se obtuvieron en su estudio (Figura 10).

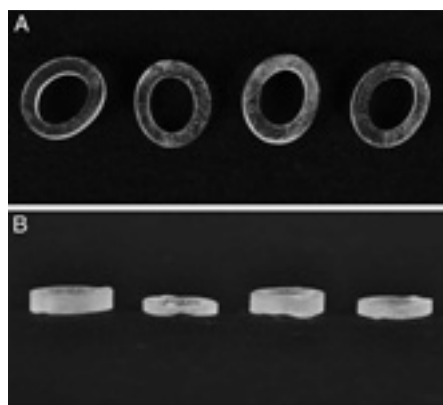


Figura 10. Vista superior y lateral de elásticos. Obsérvese la falta de uniformidad. Tomado de: Sauget, Stewart y Katona, 2011.

### 2.3.12. Nivel de fuerza de los elásticos de ortodoncia

Kamisetty y cols. (2014) observaron que la degradación de la fuerza era mayor en los elásticos pesados 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 y Bishara, 1970; Russell y cols., 2001). Propusieron 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 en relación a los medios y de los elásticos medios en relación a los ligeros. 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.

## **2.4. EL LÁTEX**

La goma de látex natural o NRL (*natural rubber latex*), comúnmente conocida como látex, ha tenido múltiples aplicaciones en el campo de la salud. Su gran uso se debe a sus características de resistencia, elasticidad y su aplicación como método de barrera.

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 isopreno de promedio. La forma cis- es la que confiere una estructura blanda y flexible, diferenciándolo de la gutapercha, empleada en los tratamientos de conductos, la cual tiene mayor dureza y posee la misma fórmula empírica, pero con configuración trans-. Las cadenas de polímeros, que están desordenadas, aunque no totalmente, al someterse a una fuerza 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 estas 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 y Conde-Salazar, 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 azufre (S<sub>8</sub>) 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).

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, N-nitrosopiperidina, tiuramos, carbamatos y benzotiazoles, o antioxidantes, como mercaptabenzotiazoles y carbamatos, son alergénicos en sí mismos (Hain y cols., 2007). Por lo que sería interesante revisar la biocompatibilidad y la seguridad de estos materiales (Fiddler y cols., 1992).

#### 2.4.1. Epidemiología, factores y grupos de riesgo de la alergia al látex

Las cifras de incidencia o prevalencia de sensibilidad o alergia al látex son muy variadas, dependiendo de los diversos métodos y criterios diagnósticos, así como de los tipos de muestras estudiadas (Conde-Salazar, 2001). La prevalencia de alergia al látex en la población general según Porri y cols. (1995) es de 1,2-2,9% y del 0,12-6% según

la American Dental Association [ADA] (1999). Mientras que en el personal sanitario es de 2,8-16,9% (Turjanmaa y cols., 1996). La prevalencia de alergia a guantes de goma es de 7,4% en operadores de algunas unidades de cirugía (Turjanmaa, 1987). Se estima que un 6,2 % de los profesionales dentales tienen hipersensibilidad a la proteína del látex (ADA, 1999).

Los primeros guantes de látex se fabricaron en 1890 por la Goodyear Rubber Company®, y aunque la primera referencia de alergia al látex fue en 1927 en Alemania (Stern, 1927), es a partir del caso publicado por Nutter (1979) cuando se comienza a estudiar las reacciones provocadas por el látex. En 1984, la Dra. Turjanmaa y sus colaboradores (Turjanmaa y cols., 1984) comunican los primeros casos de pacientes con reacciones sistémicas y cuadro de anafilaxia en relación con el látex (ya que, hasta ese momento, las reacciones descritas habían sido localizadas), demostrando la existencia de anticuerpos de Ig E específicos frente al látex, y alertando de la posibilidad de que algunas reacciones anafilácticas observadas durante la anestesia general fueran debidas a esta sensibilización. En España, Carrillo y cols. (1986) describen el primer caso, en un médico. En el campo de la ortodoncia, las reacciones alérgicas al látex, suelen estar asociadas al uso de guantes de látex (Nattrass, Ireland y Lovell, 1999; Jacobsen y Hensten-Pettersen, 2003), aunque hay casos descritos en relación al uso de elásticos de ortodoncia (Everett e Hice, 1974; Jacobsen y Hensten-Pettersen, 2003).

Jacobsen y Hensten-Pettersen (2003) evaluaron los problemas de salud ocupacional y reacciones adversas en pacientes ortodóncicos entre los años de 1987 y 2000 en Noruega. De los 121 ortodoncistas evaluados, 4 ortodoncistas sufrieron dermatitis relacionadas con el látex en 2 localizaciones (4 en el dorso de las manos/muñecas, 1 en brazo/codo/tobillo) y 1 ortodoncista sufrió alteraciones no

dermatológicas relacionadas con el látex (reacciones oculares y reacciones respiratorias). De los 41.000 pacientes de ortodoncia evaluados, 10 pacientes experimentaron reacciones intraorales o sistémicas en relación con el uso de elásticos de ortodoncia, cadenetas elásticas y guantes (7 en la encía, 2 en la lengua, 1 reacción sistémica). En dos de ellos, el patrón de la reacción causado por los guantes era compatible con una reacción alérgica inmediata tipo I, causando reacciones cutáneas en uno de ellos y un síncope en el otro. Además, 4 pacientes experimentaron reacciones extraorales atribuibles al uso de elásticos y ligaduras (1 en las comisuras labiales, 1 en el área perioral, 2 en cara/mejilla/barbilla).

El incremento de los pacientes alérgicos al látex podría deberse a los siguientes factores:

1. Mejor conocimiento y diagnóstico.
2. Uso masivo e indiscriminado de productos de látex, en general, y de guantes en particular. El empleo de guantes de látex se generaliza, con el consiguiente aumento de concentraciones ambientales de látex, especialmente a nivel hospitalario (Charous, Schuenemann y Swanson, 2000).
3. Descenso de la calidad de los productos sanitarios de látex. El aumento en la demanda llevó a la fabricación de guantes de menor calidad, con objeto de abaratar los costes; teniendo estos guantes una mayor capacidad de producir alergia.

Cualquier persona puede sensibilizarse al látex, pero existen circunstancias favorecedoras o factores de riesgo para desarrollar la alergia al látex, entre ellos se encuentran:

1. Grado de exposición: a mayor tiempo y frecuencia de contacto con el látex, mayor riesgo de sensibilización (Carrillo y cols., 2002).

2. Atopia: predisposición heredada a padecer lesiones cutáneas (dermatitis atópica) y cuadros alérgicos (como rinoconjuntivitis, asma y alergia a alimentos). Los pacientes atópicos tienen un riesgo de padecer alergia al látex de entre 3 y 30 veces mayor que la población general (Nieto, Pamies y Mazón, 2002).
3. Personal sanitario: Tienen un mayor riesgo el personal de quirófano, las enfermeras y los odontólogos (Carrillo y cols., 2002).
4. Multiintervenidos: sobre todo los niños con espina bífida, que representan hasta el 60% de los pacientes con alergia al látex (Moneret-Vautrin y cols., 1993).
5. Alérgicos a frutas tropicales: existe con frecuencia la asociación de alergia al látex y alergia a determinadas frutas como el kiwi, la castaña, el plátano, el aguacate, y otras muchas que se han ido añadiendo a la lista. Esta *reacción cruzada* se debe a la similitud entre las proteínas del látex y las de estas frutas (Blanco y cols., 1994).
6. Historia de anafilaxia per-operatoria no filiada: personas que hayan tenido reacciones graves durante una intervención quirúrgica (o poco tiempo después) sin que se haya podido averiguar cual ha sido la causa de esa reacción (Carrillo y cols., 2002).

#### 2.4.2. Inmunología y clínica de la alergia al látex

La Sociedad Española de Alergología e Inmunología Clínica [SEAIC] (2010) define los siguientes términos:

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.

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.

Dentro de las reacciones locales y sistémicas asociadas al uso del látex, deben distinguirse 3 tipos: alergia a la proteína del látex o hipersensibilidad tipo I, dermatitis alérgica de contacto o hipersensibilidad tipo IV y dermatitis de contacto irritante.

#### 2.4.2.1. Alergia a la proteína del látex o hipersensibilidad tipo I

Es la llamada hipersensibilidad inmediata o anafiláctica. Recibe su nombre por la rapidez con que se desencadena la reacción. El proceso que se desarrolla en este tipo de alergias ocurre en dos etapas: la sensibilización y el desencadenamiento. Durante la *sensibilización*, fundamentalmente el individuo produce una respuesta exacerbada de anticuerpos IgE contra un antígeno dado, que en este caso denominamos alérgeno. Los

anticuerpos IgE se unen a la superficie de los mastocitos y al contactar al mismo alérgeno posteriormente, se produce una rápida degradación de dichas células. Esta es la fase de *desencadenamiento*, en la cual los potentes mediadores vasoactivos almacenados en los gránulos de los mastocitos, son vertidos al exterior, causando todo el conjunto de signos y síntomas característicos. La histamina causa un aumento inmediato de la permeabilidad de los pequeños vasos sanguíneos, lo que se evidencia por el enrojecimiento (eritema) y tumefacción o hinchazón (edema) del tejido. Otro de los efectos de estos mediadores es la contracción del músculo liso, que puede ocasionar constricción de las vías respiratorias, como sucede en el asma bronquial. La reacción más extrema de este mecanismo se denomina choque anafiláctico, en la que se puede producir una degranulación masiva de los mastocitos a nivel sistémico, que en pocos minutos puede causar la muerte por asfixia (edema de glotis y broncoespasmo) e hipotensión (Lomonte, 1998). En el caso de la alergia al látex, se producen anticuerpos IgE contra diversas proteínas del látex. Barber y Lombardero (2002) describen la existencia de 11 alérgenos del látex con nombre sistemático dado, Hev b1 a Hev b 11 (Figura 11).

Alérgeno	NOMBRE	PM	AA*	Función	Localización Subcelular	Clasificación Clínica
Hev b 1	Factor de elongación	14,6	137	Biosíntesis de la molécula de poliisopreno	Partículas de caucho	Mayoritario multioperados Relevante en trabajadores Hospital
Hev b 2	$\beta$ -1,3 glucanasa	35,1	374	Proteína de defensa $\beta$ -1,3 glucanasa	Lutoides	Relevante
Hev b 3	Homólogo factor elongación	23-27	-	Homólogo a Hev b 1 Síntesis del polímero	Partículas de caucho de pequeño tamaño	Mayoritario multioperados Relevante en trabajadores Hospital
Hev b 4	Componente de Microhélice	50-57	-	Proteína estructural	Lutoides	Minoritario
Hev b 5	Proteína ácida	16	151	?	Citoplasma	Mayoritario
Hev b 6	Preheveína Heveína	20 4,7	187 43	Proteína de defensa Coagulación	Lutoides	Mayoritario
Hev b 7	Patatina	42,9	389	Proteína de defensa Esterasa	Citoplasma	Relevante
Hev b 8	Profilina	10,2-15,7	-	Proteína del citoesqueleto Liga actina	Citoplasma	Minoritario
Hev b 9	Enolasa	51		Enolasa	Citoplasma	Minoritario
Hev b 10	Superóxido dismutasa	25,8	233	Superóxido dismutasa	Mitocondria	Minoritario
Hev b 11	Quitinasa clase I			Quitinasa		Minoritario

Figura 11. Alérgenos del látex. PM: peso molecular en KDa. AA\*: número de aminoácidos.

Mayoritario: > 60% pacientes sensibilizados. Relevante: > 20% pacientes sensibilizados.

Minoritario: < 20% pacientes sensibilizados. Tomado de: Barber y Lombardero, 2002.

La principal fuente de exposición a estas proteínas en la clínica dental son los guantes de látex, que son utilizados desde principios de los 80 para prevenir la transmisión de infecciones como VIH y hepatitis (Nattrass, Ireland y Lovell, 1999; Hain y cols., 2007). Pero también se encuentran en cualquier otro material fabricado con látex que se utilice en odontología, por ejemplo: diques de goma, copas de profilaxis, adhesivos, tapones de los carpules de anestesia, boles para la mezcla de alginato (Hain y cols., 2007). En el campo de la ortodoncia, el látex también está presente en gran diversidad de materiales, como por ejemplo: ligaduras elásticas, cadenas elastoméricas, elásticos intermaxilares, que se usan para el detalle final de la oclusión, para fijar el maxilar y la mandíbula juntos después de una cirugía ortognática (Hanson y Lobner, 2004), como medios de fijación en fracturas mandibulares (Rahpeyma y Khajehahmadi, 2014), también se pueden usar como separadores elásticos, cuñas de rotación, aditamentos de aparatología extraoral, etc. (Hain y cols., 2007).

La respuesta alérgica al látex por lo general se produce entre 5 y 60 minutos tras contacto con el alérgeno. Sin embargo, el umbral para la sensibilización y la reacción es desconocido (Poley y Slater, 2000).

El látex puede entrar en contacto con nuestro organismo mediante varias vías, el contacto puede ser *directo* (a través de piel, mucosas, órganos internos) o por *vía aérea* (inhalación de partículas de látex). Tras la exposición cutánea o respiratoria se han descrito reacciones sistémicas graves que afectan a la piel, las vías respiratorias y/o sistema cardiovascular. La exposición mucosa y parenteral a los alérgenos del látex plantean el mayor riesgo de anafilaxia (Poley y Slater, 2000).

Se ha demostrado que el polvo (normalmente almidón) de los guantes de látex adsorbe a las proteínas del látex, por lo tanto, actúa como un vehículo para la difusión de los alérgenos a la atmósfera. Los aeroalérgenos son sensibilizadores potentes. En un estudio se observó que la interrupción del uso de guantes de látex con polvo fue eficaz en la reducción de sensibilización al látex de los estudiantes de odontología (Saary y cols., 2002).

Si un paciente dental desarrolla una alergia aguda al látex, lo que primero se afecta es la cara, especialmente los labios y la boca. En la piel se desarrollan ronchas pruriginosas, con apariencia de "urticaria". Se suele resolver en un tiempo relativamente corto, por lo general unos 30 minutos. En raras ocasiones la reacción podría progresar a involucrar a las vías respiratorias del paciente y/o convertirse en una reacción anafiláctica completa.

#### **2.4.2.2. *Dermatitis alérgica de contacto o hipersensibilidad tipo IV***

Se trata de una hipersensibilidad retardada. Este mecanismo es mediado fundamentalmente por células, y no por anticuerpos. El antígeno induce una respuesta

inmune celular, principalmente mediada por linfocitos T y macrófagos (los cuales están activados por las citoquinas liberadas por los primeros), que infiltran gradualmente el tejido, causando una lesión inflamatoria crónica (Lomonte, 1998). Los alérgenos que generalmente desencadenan este tipo de reacción alérgica son los aceleradores químicos (tiuramos, carbamatos y benzotiazoles) que se utilizan en el proceso de fabricación de del látex. En la actualidad, no está claro si las proteínas del látex natural pueden causar por sí solas reacciones alérgicas tipo IV (Wakelin y White, 1999).

Las reacciones producidas por la hipersensibilidad tipo IV suelen aparecer entre 4 y 96 horas después de la exposición al alérgeno, cursando con una erupción eccematosa que suele ser pruriginosa. Pueden afectarse la piel y las mucosas, pudiendo presentar edema, eritema, vesículas y exudado. A veces también cursa con quemazón o prurito (Neiburger, 1991). La dermatitis de contacto alérgica no es una condición de riesgo vital, y no hay una evidencia firme de que exista cualquier forma de asociación inmunológica entre hipersensibilidad tipo I y tipo IV a los aditivos del látex natural (Hain y cols., 2007).

Un paciente que presenta una historia de alergia tras el uso de elásticos con látex y que se resuelve tras cambiar de marca de elásticos, es probable que presentara una reacción alérgica tipo IV a un aditivo presente en una marca determinada de elásticos que no esté presente en la otra marca (Everett e Hice, 1974).

El manejo de los pacientes con hipersensibilidad tipo IV es menos problemático que el de los pacientes con hipersensibilidad tipo I. Aunque la historia es muy importante en la identificación de estos pacientes, es esencial que un especialista realice un diagnóstico adecuado. La alergia o hipersensibilidad tipo I y tipo IV pueden aparecer

en el mismo paciente, lo que complica el diagnóstico clínico y agrava el pronóstico (Conde-Salazar y cols., 2002).

Es deseable minimizar la exposición al látex natural tanto en individuos con alergia a la proteína de látex como en individuos con dermatitis de contacto alérgica (Hain y cols., 2007). Por lo tanto, en estos pacientes deben utilizarse guantes y materiales libres de látex. Las empresas que fabrican materiales de goma, al analizar el estado actual de la demanda, han ido introduciendo materiales alternativos al látex natural. De igual manera ha sucedido en el mundo de la ortodoncia, donde los fabricantes han ido introduciendo productos libres de látex, como: elásticos interarcada, elásticos intraarcada, tracciones extraorales, separadores, levantadores de bandas, etc. La mayoría de estos productos son de poliuretano, pero algunos son de estireno-butadieno o de silicona.

#### 2.4.2.3. *Dermatitis de contacto irritante*

Es la causa más frecuente de eccema en las manos. Se debe a una irritación química o mecánica, y no es una alergia a proteínas ni a productos químicos. Por lo general, la dermatitis de contacto irritante comienza en los pliegues a lo largo de la piel y tiende a presentarse como parches secos e irritables, como agrietamiento en las manos. Algunos factores predisponentes son los residuos de la transpiración o de jabones debajo de los guantes. El uso de protectores de manos apropiados reduce el riesgo de desarrollar dermatitis. La piel eccematosa constituye una peor barrera para los alérgenos, por lo que, la sensibilización puede ser más probable (Hain y cols., 2007).

Tanto la dermatitis de contacto irritante como la dermatitis alérgica de contacto o hipersensibilidad tipo IV son producidas, no por las proteínas del látex, sino por los distintos productos químicos incorporados durante el proceso de manufacturación. Esto

implica, que este tipo de reacciones se puedan producir al contacto tanto con elásticos de látex como con elásticos sintéticos libres de látex que lleven añadidos los mismos aditivos.





### **3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS**



Partimos de la siguiente hipótesis:

En la pérdida de fuerza de los elásticos de ortodoncia no influyen la composición y la marca de los elásticos, ni el medio al que se exponen, así como tampoco el tiempo de uso.

#### Objetivo general

El objetivo general de este estudio fue evaluar la pérdida de fuerza de los elásticos de ortodoncia con látex y libres de látex en diferentes condiciones *in vitro*.

#### Objetivos específicos

1. Determinar si la fuerza producida por los elásticos al aumentar 3 veces su diámetro interno (DI) durante 5 segundos en medio seco es similar a la fuerza indicada por el fabricante.
2. Evaluar *in vitro* la fuerza proporcionada por elásticos con látex y libres de látex de dos casas comerciales diferentes (GAC® y LANCER®) tras ser mantenidos a una extensión constante en medio seco y en medio húmedo durante 8 horas y 24 horas.



## **4. MATERIAL Y MÉTODO**



Para realizar este estudio se evaluaron 250 elásticos de ortodoncia con látex y 250 libres de látex pertenecientes a dos casas comerciales: GAC® (Dentsply GAC International, Inc., Bohemia, New York, USA) y LANCER® (Lancer Orthodontics, Inc., Vista, California, USA) (Figura 12).



Figura 12. Elásticos con látex y libres de látex de LANCER® y de GAC®.

La Tabla 1 resume la marca, composición, diámetro interno y nivel de fuerza de los elásticos evaluados según el fabricante.

Tabla 1. Marca, composición, diámetro interno y nivel de fuerza de los elásticos evaluados según el fabricante.

MARCA	COMPOSICIÓN	DIÁMETRO INTERNO	NIVEL DE FUERZA
GAC®	LÁTEX	¼" (6,35 mm)	4 oz (113,31 g; 1,11 N)
	LIBRES DE LÁTEX	¼" (6,35 mm)	4 oz (113,31 g; 1,11 N)
LANCER®	LÁTEX	¼" (6,35 mm)	4 oz (113,31 g; 1,11 N)
	LIBRES DE LÁTEX	¼" (6,35 mm)	4 oz (113,31 g; 1,11 N)

Para evitar posibles variaciones por la influencia de las pigmentaciones se usaron todas las muestras del mismo color, transparente.

### Material y método

Los elásticos se obtuvieron próximos al periodo en el que se iba a realizar la investigación, estando dentro de su fecha de caducidad. Se almacenaron siguiendo las instrucciones recomendadas por los fabricantes, en sus correspondientes bolsas selladas y en un medio fresco y oscuro hasta el momento de su uso.

Las Tablas 2, 3, 4 y 5 describen el nombre químico y la composición de los diferentes elásticos empleados en este estudio. Estos datos se obtuvieron de las fichas de datos de seguridad de materiales de cada tipo de elástico.

Tabla 2. Nombre químico y composición de los elásticos de GAC® con látex.

Nombre químico	Homopolímero de metil-butadieno
<b>Nombre del ingrediente</b>	<b>Concentración</b>
Caucho no peligroso	95-98%
Azufre	0-1%
Óxido de zinc	0-1%
Fenol polimérico obstaculizado	1-2%
Derivados del ditiocarbonato	0-1%
Ingredientes peligrosos	Todos los componentes son no-peligrosos

Tabla 3. Nombre químico y composición de los elásticos de GAC® libres de látex.

Nombre químico	Copolímero de estireno-butadieno-estireno
<b>Nombre del ingrediente</b>	<b>Concentración</b>
Polímero de estireno-butadieno-estireno	-



Tabla 4. Nombre químico y composición de los elásticos de LANCER® con látex.

Nombre químico	Homopolímero de 2-Metil, 1-3 Butadieno
<b>Nombre del ingrediente</b>	<b>Concentración</b>
Goma natural	95-97%
Azufre	0-1%
Óxido de zinc	0-1%
Fenol polimérico obstaculizado	0-2%
Derivado del carbamato	0-1%
Goma natural	95-97%

Tabla 5. Nombre químico y composición de los elásticos de LANCER® libres de látex.

Nombre químico	Copolímero de estireno-butadieno-estireno
<b>Nombre del ingrediente</b>	<b>Concentración</b>
Estireno	-

Todos los elásticos se estiraron 3 veces su diámetro interno (6,35 mm), hasta alcanzar una longitud de 19,05 mm. Para mantener constante esta longitud se fabricó una plancha de acero inoxidable, de 140 mm de diámetro y 9 mm de espesor, que tenía 25 pares de pins separados una distancia de 19,05 mm. Los pins tenían un estrechamiento de 1,4 mm de largo y 1,5 mm de calibre que permitía colocar los elásticos con más facilidad, para que quedasen paralelos a la base de la plancha de acero (Figura 13).

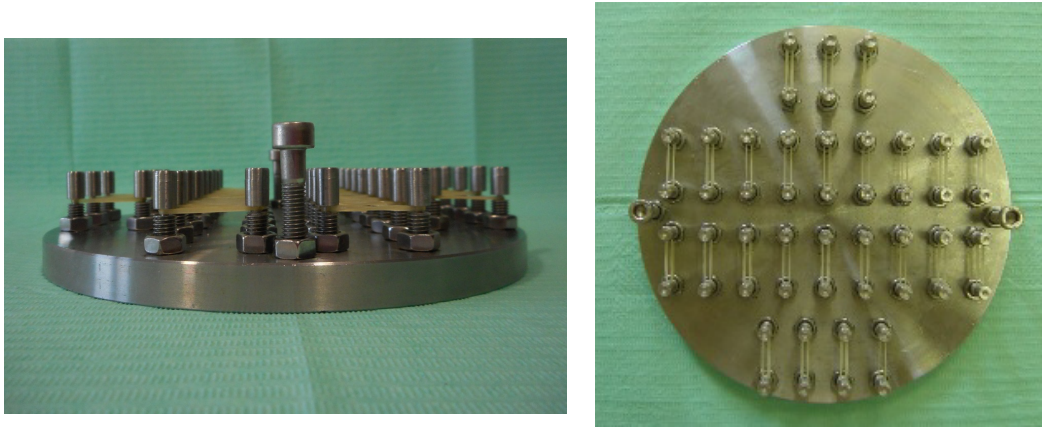


Figura 13. Plancha de acero inoxidable donde los elásticos se mantuvieron estirados 3 veces su diámetro interno (izquierda vista lateral; derecha vista superior).

El estudio se dividió en dos test con condiciones ambientales diferentes:

1) Test seco, realizado en 300 elásticos, 12 grupos de 25 elásticos por grupo.

Para el cual los elásticos fueron mantenidos estirados 3 veces su diámetro interno, en condiciones ambientales, durante 5 segundos (fuerza inicial), 8 horas y 24 horas.

2) Test húmedo, realizado en 200 elásticos, 8 grupos de 25 elásticos por grupo.

Para el cual los elásticos fueron mantenidos estirados 3 veces su diámetro interno, y se sumergieron en agua destilada a 37°C y pH = 6,7, durante 8 horas y 24 horas. Para mantener la temperatura del agua se utilizó una estufa (J.P Selecta, Abrera, Barcelona).

En la Tabla 6 se describen los distintos grupos experimentales.

Tabla 6. Grupos experimentales.

GAC®	LÁTEX	Inicial 5 segundos seco (GACLS5S)
		8 horas seco (GACLS8H)
		24 horas seco (GACLS24H)
		8 horas húmedo (GACLH8H)
		24 horas húmedo (GACLH24H)
	LIBRES DE LÁTEX	Inicial 5 segundos seco (GACNLS5S)
		8 horas seco (GACNLS8H)
		24 horas seco (GACNLS24H)
		8 horas húmedo (GACNLH8H)
		24 horas húmedo (GACNLH24H)
LANCER®	LÁTEX	Inicial 5 segundos seco (LANCERLS5S)
		8 horas seco (LANCERLS8H)
		24 horas seco (LANCERLS24H)
		8 horas húmedo (LANCERLH8H)
		24 horas húmedo (LANCERLH24H)
	LIBRES DE LÁTEX	Inicial 5 segundos seco (LANCERNLS5S)
		8 horas seco (LANCERNLS8H)
		24 horas seco (LANCERNLS24H)
		8 horas húmedo (LANCERNLH8H)
		24 horas húmedo (LANCERNLH24H)

Se utilizó una Máquina Universal de Ensayos (Autograph AGS-IKND, Shimadzu®, Kioto, Japón) para realizar las mediciones de fuerza tras los diferentes tiempos de estiramiento (Figura 14). La célula de carga utilizada fue de 1KN/100 Kgf y la velocidad de la cabeza de la máquina de 30 mm/minuto. Los elásticos fueron colocados en un gancho en la base fija y otro en la cabeza de la máquina, ambos de un calibre de 1,5 mm y de 8 mm de diámetro interno (Figura 15). La cabeza de la máquina se detenía cuando el elástico era estirado 3 veces su diámetro interno (19,05 mm). Se midió el pico de fuerza en Newtons. Todas las mediciones de fuerza fueron registradas por el mismo investigador.



*Figura 14. Máquina Universal de Ensayos (Autograph AGS-1KND, Shimadzu®, Kioto, Japón).*



*Figura 15. Gancho de la base fija y gancho de la cabeza de la máquina.*

#### **4.1. ANÁLISIS ESTADÍSTICO**

Todos los datos recogidos fueron introducidos en la base de datos del programa SPSS® para Windows, versión 14.0 (SPSS® Inc., Chicago, Illinois, USA). Se calculó la media, desviación estándar y rango de los valores de fuerza generados por cada grupo de elásticos, al ser estirados tres veces su diámetro interno, así como el porcentaje de pérdida de fuerza inicial. Mediante el test t para 2 muestras independientes se comparó la fuerza inicial generada por los elásticos con la referida por el fabricante ( $p < 0,05$ ). Las

diferencias entre marcas, composiciones y medios se analizaron con análisis de varianza (ANOVA) de 3 factores ( $p < 0,05$ ) y el test de la mínima diferencia significativa (DMS) ( $p < 0,001$ ). Mediante ANOVA de un factor y el test DMS ( $p < 0,05$ ) se evaluó la existencia de diferencias entre la fuerza inicial y la fuerza de los elásticos en medio húmedo a las 8 y 24 horas.



## **5. RESULTADOS**





La media, desviación estándar y rango de los valores de fuerza generados por cada grupo de elásticos al ser estirados tres veces su diámetro interno, así como el porcentaje de pérdida de fuerza inicial y la fuerza referida por el fabricante para medio seco y para medio húmedo se reflejan en la Tabla 7.

*Tabla 7. Media, desviación estándar, rango de los valores de fuerza (Newtons) generados por cada grupo de elásticos al ser estirados 3 veces su diámetro interno, porcentaje de pérdida de fuerza inicial y fuerza referida por el fabricante (Newtons).*

GRUPO	MEDIA	DE	RANGO	% Fi	FF
GACLS5S	1,33	0,08	0,23	0,00	1,11
GACLS8H	1,35	0,10	0,42	- 1,23	
GACLS24H	1,30	0,09	0,30	2,63	
GACLH8H	1,13	0,09	0,40	15,46	
GACLH24H	1,14	0,07	0,27	14,60	
GACNLS5S	1,39	0,10	0,37	0,00	1,11
GACNLS8H	1,36	0,08	0,28	2,38	
GACNLS24H	1,28	0,09	0,30	8,09	
GACNLH8H	1,10	0,10	0,33	21,21	
GACNLH24H	1,12	0,06	0,25	19,92	
LANCERLS5S	1,47	0,26	0,97	0,00	1,11
LANCERLS8H	1,51	0,23	0,90	- 2,81	
LANCERLS24H	1,49	0,20	0,81	- 1,60	
LANCERLH8H	1,29	0,19	0,70	12,13	
LANCERLH24H	1,25	0,15	0,55	14,86	
LANCERNLS5S	1,33	0,13	0,43	0,00	1,11
LANCERNLS8H	1,36	0,03	0,13	- 1,85	
LANCERNLS24H	1,28	0,03	0,12	3,87	
LANCERNLH8H	1,36	0,04	0,17	- 1,74	
LANCERNLH24H	1,20	0,02	0,10	10,31	

*DE: desviación estándar. % Fi: porcentaje de pérdida de fuerza inicial. FF: valores de fuerza referidos por el fabricante.*

## Resultados

En la Tabla 8 se observa que cuando los elásticos fueron estirados tres veces su diámetro interno, durante 5 segundos en medio seco (medición de la fuerza inicial), el test t determinó que la fuerza generada fue significativamente superior a la especificada por el fabricante en todos los casos ( $p < 0,05$ ).

Tabla 8. Valores de fuerza referidos por el fabricante de los elásticos GAC® y LANCER® VS valores de fuerza inicial obtenidos en este estudio, al ser estirados 3 veces su diámetro interno, durante 5 segundos en medio seco. Valores de fuerza expresados en Newtons.

	GAC®		LANCER®	
	FF	Fi	FF	Fi
	Media	Media (DE)	Media	Media (DE)
Látex	1,11	1,33* (0,08)	1,11	1,47* (0,26)
No Látex	1,11	1,39* (0,10)	1,11	1,33* (0,13)

FF: valores de fuerza referidos por el fabricante. Fi: valores de fuerza inicial obtenidos en este estudio. DE: desviación estándar. \*Valores de fuerza significativamente superiores a los referidos por el fabricante.  $p < 0,05$ .

La Tabla 9 muestra los resultados del análisis ANOVA de tres vías. Encontramos significación en cinco interacciones dobles y en dos interacciones triples ( $p < 0,05$ ).

Tabla 9. Análisis de varianza de tres factores; variable dependiente: fuerza (Newtons).

	Significación
Modelo corregido	0,00
Intersección	0,00
Marca	0,00
Composición	0,00
Medio	0,00
Tiempo	0,00
Marca-composición	0,00*
Marca-medio	0,00*
Composición-medio	0,00*
Marca-composición-medio	0,00*
Marca-tiempo	0,03*
Composición-tiempo	0,02*
Marca-composición-tiempo	0,27
Medio-tiempo	0,58
Marca-medio-tiempo	0,00*
Composición-medio-tiempo	0,78
Marca-composición-medio-tiempo	0,32

*Encontramos significación en cinco interacciones dobles y en dos interacciones triples. \*  $p < 0,05$ .*

En la Tabla 10 se muestra el análisis de los datos mediante el test DMS, se encontraron diferencias significativas entre los diferentes medios, composiciones, marcas y tiempos ( $p < 0,001$ ).

*Resultados*

*Tabla 10. Diferencias significativas en la fuerza remanente entre: marca, composición y medio.*

	FUERZA 5 SEGUNDOS	FUERZA 8 HORAS	FUERZA 24 HORAS
GAC LÁTEX	-----	<b>SECO&gt;HUMEDO</b>	<b>SECO&gt;HUMEDO</b>
GAC NO LÁTEX	-----	<b>SECO&gt;HUMEDO</b>	<b>SECO&gt;HUMEDO</b>
LANCER LÁTEX	-----	<b>SECO&gt;HUMEDO</b>	<b>SECO&gt;HUMEDO</b>
LÁNCER NO LÁTEX	-----	<b>NS</b>	<b>NS</b>
GAC SECO	<b>NS</b>	<b>NS</b>	<b>NS</b>
GAC HÚMEDO	-----	<b>NS</b>	<b>NS</b>
LANCER SECO	<b>LATEX&gt;NO LATEX</b>	<b>LATEX&gt;NO LATEX</b>	<b>LATEX&gt;NO LATEX</b>
LANCER HÚMEDO	-----	<b>NS</b>	<b>NS</b>
LÁTEX SECO	<b>LANCER&gt;GAC</b>	<b>LANCER&gt;GAC</b>	<b>LANCER&gt;GAC</b>
LÁTEX HÚMEDO	-----	LANCER>GAC	NS
NO LÁTEX SECO	<b>NS</b>	<b>NS</b>	<b>NS</b>
NO LÁTEX HÚMEDO	-----	LANCER>GAC	NS

*NS: diferencias no significativas. -----: no hay mediciones. Letra tipo negrita: relaciones consistentes. Letra tipo normal: relaciones no consistentes.  $p<0,001$ .*

La Tabla 10 enfrenta los diferentes tiempos en los que se realizaron las mediciones con las distintas características de los elásticos. Esta Tabla se divide en 3 partes de forma horizontal. En la primera parte se observan las diferencias entre los 2 medios (seco y húmedo), en la segunda parte las diferencias entre las 2 composiciones (con látex y libres de látex) y en la tercera parte las diferencias entre las 2 marcas (GAC® y LANCER®).

Al explicar los resultados de la Tabla 10 hablaremos de relaciones consistentes cuando observemos la misma relación en todos los tiempos (5s, 8h y 24h) en los que se realizaron las mediciones. Hablaremos de relaciones no consistentes cuando no observemos la misma relación en todos los tiempos.

En la primera parte de la Tabla se observan 4 relaciones consistentes: las fuerzas generadas por los elásticos de GAC® con látex en medio seco fueron significativamente mayores que las de los de GAC® con látex en medio húmedo ( $p<0,001$ ). Las fuerzas

generadas por los elásticos de GAC® libres de látex en medio seco fueron significativamente superiores a las de los elásticos de GAC® libres de látex en medio húmedo ( $p < 0,001$ ). Los elásticos de LANCER® con látex en medio seco proporcionaron una fuerza significativamente superior a la de los elásticos de LANCER® con látex en medio húmedo ( $p < 0,001$ ). No se encontraron diferencias significativas entre las fuerzas de los elásticos de LANCER® libres de látex en medio seco y las de los mismos elásticos en medio húmedo ( $p < 0,001$ ).

En la segunda parte de la Tabla se observaron 4 relaciones consistentes: en medio seco no se detectaron diferencias significativas entre las fuerzas generadas por los elásticos con látex y libres de látex de GAC® ( $p < 0,001$ ). En medio húmedo no se encontraron diferencias significativas entre los elásticos de GAC® con látex y libres de látex ( $p < 0,001$ ). Para LANCER® en medio seco, los elásticos con látex proporcionaron una fuerza significativamente mayor que los elásticos libres de látex ( $p < 0,001$ ). No se observaron diferencias significativas en la fuerza de los elásticos con látex y libres de látex de LANCER® en medio húmedo ( $p < 0,001$ ).

En la tercera parte de la Tabla se observaron 2 relaciones consistentes: las fuerzas observadas por los elásticos de LANCER® con látex en medio seco fueron significativamente superiores a las de su equivalente de GAC® ( $p < 0,001$ ). No se detectaron diferencias significativas entre las fuerzas de los elásticos de GAC® libres de látex en medio seco y las de su equivalente de LANCER® ( $p < 0,001$ ). Por otro lado, observamos 2 relaciones no consistentes: las fuerzas generadas por los elásticos de LANCER® con látex y libres de látex en medio húmedo fueron significativamente superiores a las generadas por sus equivalentes de GAC® a las 8 horas ( $p < 0,001$ ), mientras que a las 24 horas no se observaron diferencias significativas ( $p < 0,001$ ).

## Resultados

Por otro lado, al comparar mediante ANOVA de un factor la fuerza remanente de los elásticos a las 8 y 24 horas, en medio húmedo, respecto a la fuerza inicial, se observaron diferencias significativas ( $p < 0,05$ ) y el test DMS mostró que, tanto para los elásticos de GAC® con látex como libres de látex, así como para los de LANCER® con látex, la fuerza a las 8 y 24 horas era significativamente menor que la inicial ( $p < 0,05$ ). Para LANCER® libres de látex únicamente la fuerza observada en los elásticos a las 24 horas fue significativamente menor que inicialmente y a las 8 horas ( $p < 0,05$ ) (Tabla 11 y Figura 16).

Tabla 11. Diferencias significativas a lo largo del tiempo para los elásticos de GAC® y LANCER®.

	Fuerza inicial seco	8 horas húmedo	24 horas húmedo
	Media (DE)	Media (DE)	Media (DE)
GAC® látex	1,33 (0,08)a	1,13 (0,09)b	1,14 (0,07)b
GAC® no látex	1,39 (0,10)a	1,10 (0,10)b	1,12 (0,06)b
LANCER® látex	1,47 (0,26)a	1,29 (0,19)b	1,25 (0,15)b
LANCER® no látex	1,33 (0,13)a	1,36 (0,04)a	1,20 (0,02)b

DE: desviación estándar. Diferentes letras horizontalmente indican diferencias significativas.  $p < 0,05$ .

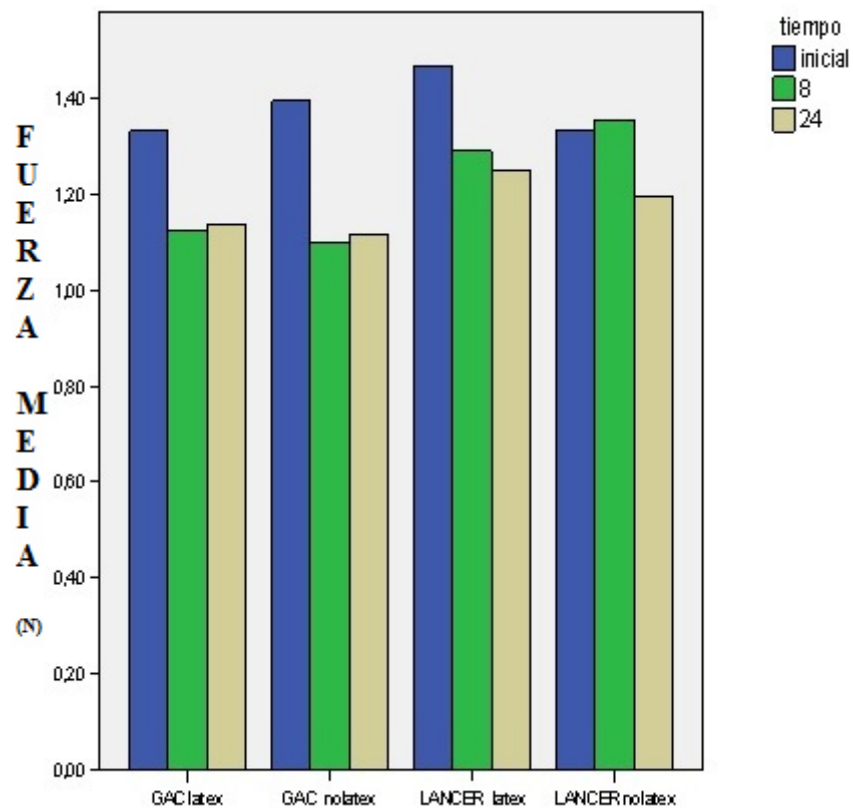


Figura 16. Pérdida de fuerza (Newtons) de los elásticos de GAC® y LANCER® en medio húmedo a lo largo del tiempo.





## **6. DISCUSIÓN**



Al igual que Hwang y Cha (2003), en nuestro estudio la medición de la fuerza inicial se realizó tras 5 segundos de estiramiento de los elásticos, de este modo los elásticos se estabilizaban antes de que se realizasen los registros. Diferentes autores (Kovatch y cols., 1976; Brantley y cols., 1979) han observado que después de los primeros 5 segundos de estiramiento la pérdida de fuerza de los elásticos obedece a la siguiente fórmula:  $\text{Carga (fuerza)} = \text{constante} \times (\text{tiempo})^n$ . El exponente  $n$  es un número negativo porque la fuerza decrece con el paso del tiempo. Kovatch y cols. (1976) proporcionaron 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. Por otro lado, los tiempos de registro de fuerza a las 8 y 24 horas fueron seleccionados porque en la práctica clínica los ortodoncistas enfatizan el cambio de los elásticos al menos una vez al día, si no más a menudo (Kersey y cols., 2003a; Kersey y cols., 2003b; Beattie y Monaghan, 2004).

El movimiento dental es la respuesta biológica del tejido dentoalveolar a fuerzas externas. En la ortodoncia clásica, el movimiento dentario se producía por fuerzas que eran elevadas justo después de su activación y que iban disminuyendo hasta su siguiente activación en la siguiente visita. Pero en los últimos años ha habido una tendencia al uso de fuerzas constantes, ya que el uso de arcos superelásticos se ha hecho cada vez más popular entre los ortodoncistas.

Van Leeuwen, Maltha y Kuijpers-Jagtman (1999) concluyeron que el régimen de fuerza tenía más influencia en la tasa de movimiento dental que la magnitud de la fuerza y las fuerzas continuas eran las que más cantidad de movimiento dental producían.

También existe gran controversia en la literatura acerca de cuál sería el nivel de fuerza óptimo para el movimiento dental. Clásicamente, se ha considerado que deberían ser fuerzas ligeras, pero actualmente se considera fuerza óptima a aquella que es capaz de producir el máximo porcentaje de movimiento dental sin causar daños en los tejidos periodontales y con el máximo confort para el paciente. Por ello, la fuerza óptima es diferente para cada diente o grupo de dientes y para cada paciente (Ren, Maltha y Kuijpers-Jagtman, 2003). Van Leeuwen, Maltha y Kuijpers-Jagtman (1999) realizaron un estudio en perros, en el que observaron que la magnitud de la fuerza también influía significativamente en el movimiento dental (produciendo mayor cantidad de movimiento dentario los niveles mayores de fuerza, 25 cN, que los niveles de fuerza menores, 10 cN). Las presiones que se generaban en el ligamento periodontal estaban en el rango de 1,0-2,5 kPa (10-25g/cm<sup>2</sup>), en este rango, la respuesta tisular fisiológica parece ser posible, mientras que en el rango de 5-20 kPa (Pilon, Kuijpers-Jagtman y Maltha, 1996), se alcanzaba la máxima tasa de renovación celular. Los hallazgos de Van Leeuwen, Maltha y Kuijpers-Jagtman (1999) apoyan la idea clásica de Schwarz, quien abogaba por presiones por debajo de 2,6 kPa (26g/cm<sup>2</sup>) (Schwarz, 1932) y la idea de Langlade (2000a), quien afirmaba que histológicamente, el movimiento ortodóncico óptimo se relacionaba con un aporte vascular indemne y que la fuerza óptima no debía exceder de la presión sanguínea capilar (20 a 25 g/cm). Schwarz (1932) sugería que presiones mayores, como las sugeridas por otros autores (Jarabak y Fizzell, 1963b; Lee, 1965; Quinn y Yoshikawa, 1985; Lee, 1996), estaban por encima del rango fisiológico. Clínicamente, esto significaría que las fuerzas aconsejadas para la práctica diaria, por ejemplo 75 g para el desplazamiento incisivo lateral (Proffit, 1994) siguen siendo demasiado elevadas.

La tensión sobre la matriz del ligamento periodontal y posteriormente sobre las células del ligamento periodontal y del hueso alveolar podría ser más importante que la presión, en lo que respecta a la regulación de la expresión de citoquinas y de los factores de crecimiento (Van Leeuwen, Maltha y Kuijpers-Jagtman, 1999).

Los elásticos de ortodoncia se pueden estirar para generar niveles de fuerza ligeros, pero el grado de distracción requerido para desarrollar fuerzas compatibles fisiológicamente con el movimiento dental no está completamente estandarizado. Tradicionalmente, se admite que producen una fuerza óptima cuando son estirados 3 veces su diámetro interno, a esto se le conoce como “regla de 3” (Hwang y Cha, 2003; Kersey y cols., 2003a; Kersey y cols., 2003b; Gioka y cols., 2006), o lo que es lo mismo, los elásticos de ortodoncia se clasifican de acuerdo al “índice de fuerza” estándar, que indica que si el elástico es estirado 3 veces su diámetro interno éste proporcionará la fuerza de tensión indicada por el fabricante.

Nuestros resultados coinciden con los de otros autores, que observaron que al estirar inicialmente los elásticos 3 veces su diámetro interno, tanto los elásticos con látex (Bales, Chaconas y Caputo, 1977; Kanchana y Godfrey, 2000; Russell y cols., 2001; Hwang y Cha, 2003; Kamisetty y cols., 2014) como los libres de látex (Russell y cols., 2001; Kersey y cols., 2003b; Kamisetty y cols., 2014) desarrollaban fuerzas iniciales superiores a las indicadas por los fabricantes. Otros autores hallaron que se desarrollaban fuerzas iniciales inferiores a las indicadas por los fabricantes, tanto en elásticos con látex (Kersey y cols., 2003a) como en elásticos libres de látex (Hwang y Cha, 2003; Kersey y cols., 2003a; Kersey y cols., 2003b). Mientras que en otros estudios encontraron que se desarrollaban fuerzas similares a las indicadas por los fabricantes, tanto en elásticos con látex (Russell y cols., 2001; Kamisetty y cols., 2014)

## *Discusión*

como en libres de látex (Russell y cols., 2001; Kamisetty y cols., 2014). Por otro lado, mencionar que los niveles de fuerza de los elásticos incluidos en nuestro estudio nunca cayeron por debajo de los niveles de fuerza indicados por los fabricantes.

Pero en la literatura no sólo existen estudios en los que estiran sus elásticos 3 veces su diámetro interno, sino que también encontramos trabajos en los que los elásticos son estirados 2 veces su diámetro interno. Algunos de estos estudios encontraron que se generaban fuerzas iniciales inferiores a las especificadas por los fabricantes, tanto en elásticos con látex (Russell y cols., 2001; Kersey y cols., 2003a; Kamisetty y cols., 2014) como en libres de látex (Russell y cols., 2001; Kersey y cols., 2003a; Kamisetty y cols., 2014). Otros hallaron que generaban fuerzas iniciales similares a las especificadas por los fabricantes, tanto en elásticos con látex (Bales, Chaconas y Caputo, 1977; Kamisetty y cols., 2014) como en libres de látex (Russell y cols., 2001; Kersey y cols., 2003b; Kamisetty y cols., 2014).

Esta diferencia entre resultados no está clara, pero podría indicar que hay diferencias entre distribuidores o remesas (Hanson y Lobner, 2004). Además, las comparaciones directas son limitadas ya que no todos los estudios analizan las mismas marcas.

En nuestro estudio, siguiendo la “regla de 3”, hemos obtenido fuerzas iniciales que oscilan entre 1,33 y 1,47 Newtons (135,62-149,90 gramos-fuerza). Si aplicáramos estas fuerzas a dientes individuales superarían ampliamente los niveles de fuerza ideales para el movimiento dental, y llevarían a fenómenos de reabsorción ósea indirecta pudiendo producir daños periodontales, áreas de necrosis, reabsorciones radiculares, molestias para el paciente y enlentecimiento del movimiento dental. Según Langlade (2000a), la suma de las superficies radiculares de los dientes maxilares y mandibulares

para los movimientos sagitales, serían respectivamente 4,15 cm<sup>2</sup> y 3,55 cm<sup>2</sup>. Por lo tanto, aún cuando aplicásemos estas fuerzas a grupos de dientes, y no a dientes individuales, los niveles de fuerzas obtenidos serían ligeramente superiores a los niveles de fuerza ideales para el movimiento dental.

Aunque ha habido numerosos estudios acerca de elastómeros de uso dental y de la degradación de la fuerza con el tiempo, los resultados obtenidos han sido muy variados. Esta controversia es el resultado del uso de diferentes materiales y métodos experimentales para realizar las investigaciones, haciendo difícil comparar los distintos productos (Young y Sandrik, 1979; Aljhani y Aldrees, 2010). El medio y la temperatura en los que se han realizado estudios de elásticos han sido muy variados, a temperatura ambiente y a 37°C, en medio seco y en medio húmedo (agua destilada, solución salina y saliva artificial).

Por lo tanto, es necesario un protocolo estandarizado en este tipo de test para poder comparar los resultados entre los diferentes autores. No obstante, muchos de los estudios previos y nuestro estudio, parecen indicar que con extensiones menores a las consideradas tradicionalmente, se podrían obtener fuerzas más fisiológicas, igualmente efectivas para el movimiento dental y con menor riesgo de causar lesiones.

En nuestro estudio, todos los tipos de elásticos mostraron por lo general una pérdida de fuerza a lo largo del tiempo en relación a la fuerza inicial. Solamente en cinco casos se observó un ligero aumento de la fuerza con el tiempo (GAC® con látex seco a las 8 horas, LANCER® con látex seco a las 8 y 24 horas, LANCER® libre de látex seco y húmedo a las 8 horas). Otros autores encontraron hallazgos similares (Bishara y Andreasen, 1970; Brantley y cols., 1979; Fernandes y cols., 2011). Bishara y Andreasen (1970) atribuían estos ligeros incrementos en los niveles de fuerza a errores

## *Discusión*

en las mediciones, mientras que Fernandes y cols. (2011) lo atribuían al endurecimiento transitorio que sufre el material. De cualquier forma, estos incrementos son de centésimas de Newtons y no tienen relevancia clínica.

Para distintos autores, 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, Nisimaki y Ono, 1967; Andreasen y Bishara, 1970; Bishara y Andreasen, 1970; Aljhani y Aldrees, 2010; Sauget, Stewart y Katona, 2011; Leão Filho y cols., 2013; Alavi y cols., 2014; Kamisetty y cols., 2014). Después de la pérdida de fuerza inicial, la fuerza se mantenía prácticamente constante durante tres días (Andreasen y Bishara, 1970; Kanchana y Godfrey, 2000). Por lo tanto, se podría hablar de dos fases. La primera fase consistiría en un rápido descenso de la fuerza inicial, y tiene lugar durante las primeras 24 horas aproximadamente, siendo la mayor pérdida de fuerza durante la primera hora. La segunda fase, a partir de las 24 horas, estaría caracterizada por una pérdida de fuerza mucho más gradual, manteniéndose prácticamente constante.

Los investigadores están más interesados en la primera fase, debido a la tendencia que existe de tratar de disminuir la pérdida de fuerza y conseguir fuerzas constantes. Diferentes autores (Kovatch y cols., 1976; Stevenson y Kusy, 1994; Eliades y cols., 2003) han tratado de desarrollar fórmulas capaces de describir este comportamiento, sin embargo, es la parte más variable y menos predecible.

En nuestro estudio, los elásticos de látex de GAC® en medio seco ganaron un 1% de la fuerza inicial a las 8 horas y perdieron un 3% a las 24 horas. Mientras que en medio húmedo, perdieron aproximadamente un 15% de la fuerza inicial tanto a las 8 horas como a las 24 horas. Por otro lado, los elásticos de látex de LANCER® en medio



seco ganaron un 3% de la fuerza inicial a las 8 horas y un 2% a las 24 horas, mientras que en medio húmedo perdieron el 12% de la fuerza inicial a las 8 horas y el 15% a las 24 horas. Como ya sabemos, todos los materiales elastoméricos, incluidos aquellos hechos con goma de látex natural, sufren una fatiga (Billmeyer, 1984; Aljhani y Aldrees, 2010; Stroede y cols., 2012; Kamisetty y cols., 2014). Esto deriva en una pérdida de fuerza que probablemente se ve acentuada en condiciones ambientales adversas, incluidas aquellas asociadas con la cavidad bucal. Bell (1951) observó que la acción de los fluidos en el medio oral podía disminuir la eficacia de los elásticos hasta un 20% después de 24 horas de uso constante. Este autor realizó una serie de test en unas muestras que habían sido estiradas constantemente durante períodos de 12 y 24 horas en medio seco, y obtuvo que la presión prolongada producía una disminución del 1% o menos de la fuerza. Hwang y Cha (2003), en su estudio de elásticos con látex (TP®, RMO® y Dentaureum®), observaron que la pérdida de fuerza a las 24 horas en medio seco era del 13%-16% y en medio húmedo del 23%-29%.

Por otro lado, los elásticos libres de látex de GAC® en medio seco perdieron el 2% de la fuerza inicial a las 8 horas y el 8% a las 24 horas, mientras que en medio húmedo perdieron alrededor del 20% a las 8 y a las 24 horas. En cuanto a los elásticos libres de látex de LANCER® en medio seco, ganaron un 2% de la fuerza inicial a las 8 horas y perdieron el 4% a las 24 horas; sin embargo, en medio húmedo ganaron un 2% de la fuerza inicial a las 8 horas y perdieron el 10% a las 24 horas. En un estudio de elásticos libres de látex JEPE® se observó que la pérdida de fuerza a las 24 horas en medio seco era del 24% y en medio húmedo del 73% (Hwang y Cha, 2003).

Nuestros datos mostraron que siempre que existían diferencias significativas entre medio seco y húmedo, se producía una mayor pérdida de fuerza en medio húmedo.

## *Discusión*

Otros trabajos llegaron a conclusiones similares (Wong, 1976; Ash y Nikolai, 1978; Hwang y Cha, 2003). Por otro lado, existen estudios que no encontraron diferencias entre los dos medios (Bell, 1951; Thomas, Sapiro y Angle, 1966; Andreasen y Bishara, 1970; Bales, Chaconas y Caputo, 1977). En nuestro estudio, los elásticos de LANCER® libres de látex se comportaron mejor que los de GAC® libres de látex, ya que en los elásticos de LANCER® libres de látex no se encontraron diferencias significativas entre medio húmedo y medio seco ni a las 8 ni a las 24 horas, mientras que en los elásticos de GAC® libres de látex si se encontraron diferencias entre los medios, tanto a las 8 como a las 24 horas, teniendo un mejor comportamiento en medio seco. Estos hallazgos podrían deberse a que el proceso de fabricación sea mejor en LANCER® que en GAC® en este tipo de elásticos y/o a las características químicas o estructurales de la materia prima.

Diferentes estudios muestran que los elásticos libres de látex presentan mayor degradación de la fuerza que los elásticos con látex (Aljhani y Aldrees, 2010; Kamisetty y cols., 2014), otros autores obtuvieron resultados opuestos (Pithon y cols., 2013). Esta variabilidad podría ser debida a las diferentes marcas de elásticos utilizadas en los diferentes estudios (Hanson y Lobner, 2004). Nosotros, al comparar la fuerza de los elásticos con látex y libres de látex, no observamos diferencias significativas a los 5 segundos, 8 horas y 24 horas ni para los elásticos de GAC® en medio seco ni en medio húmedo, ni para los de LANCER® en medio húmedo. Sólo hallamos diferencias significativas en el grupo de elásticos de LANCER® en medio seco, en el que la fuerza desarrollada por los elásticos con látex fue significativamente superior a la de los libres de látex, tanto al inicio como a las 8 y a las 24 horas.

Al comparar las 2 marcas, nuestros resultados mostraron que los elásticos de LANCER® con látex en medio seco mantenían niveles de fuerza significativamente superiores a los de GAC®, tanto inicialmente, como a las 8 y a las 24 horas. Mientras que en medio húmedo, los elásticos de LANCER® con látex y libres de látex proporcionaron niveles de fuerza significativamente superiores a los de GAC® a las 8 horas, pero no a las 24 horas. Kersey y cols. (2003b) observaron que los elásticos de GAC® libres de látex en medio húmedo a las 24 horas, mantenían mayores niveles de fuerza inicial que el resto de las marcas evaluadas (American Orthodontics®, Ortho Organizers® y Masel®). Mientras que Russell y cols. (2001) observaron que en la pérdida de fuerza de 1 a 24 horas, al comparar los elásticos de GAC® con látex con los de Masel® con látex, no se cumplía un patrón constante, ya que en algunas ocasiones los elásticos de Masel® presentaban mayores niveles de fuerza que los de GAC®, otras veces se observaba la situación inversa y en otras ocasiones no había diferencias significativas entre las marcas. Sin embargo, los elásticos de Masel® libres de látex mantuvieron siempre niveles de fuerza mayores que los elásticos GAC® libres de látex, excepto en la medición de 1 hora, donde los elásticos medios y pesados producían los mismos niveles de fuerza. En el estudio sobre elásticos con látex y libres de látex de Kamisetty y cols. (2014), cuando realizaban la comparación entre marcas, observaron que el porcentaje de fuerza remanente era significativamente mayor en los elásticos de Forestadent® que en los elásticos de Glenroe® y GAC®. No podemos comparar los resultados de los elásticos de LANCER® con otros autores, ya que no hemos encontrado estudios en la literatura.

Al comparar la fuerza remanente de los elásticos a las 8 y 24 horas, respecto a la fuerza inicial, en medio húmedo, observamos que los elásticos de GAC® con látex y

## *Discusión*

libres de látex, así como los de LANCER® con látex, generaron una fuerza a las 8 y 24 horas que era significativamente menor que la inicial. Sin embargo los de LANCER® libres de látex generaron una fuerza a las 24 horas que era significativamente menor que inicialmente y a las 8 horas. Por esta razón, en base a nuestros resultados, los elásticos de LANCER® libres de látex son la mejor opción entre los elásticos evaluados en este estudio si no van a ser llevados más de 8 horas, porque los otros elásticos evaluados ni siquiera mantenían sus valores de fuerza inicial a las 8 horas, pero debemos recordar que estos resultados se han obtenido bajo condiciones de laboratorio.

Por otro lado, la fuerza remanente de los elásticos en medio húmedo a las 24 horas oscilaba entre 1,12 y 1,25 Newtons (114,21-127,46 gramos-fuerza). Estos niveles de fuerza siguen siendo efectivos para producir movimiento dental, encontrándose dentro de los rangos considerados fisiológicos. Por lo tanto, todos los elásticos implicados en este estudio seguirían siendo activos tras 24 horas, otros autores llegaban a conclusiones similares (Kamisetty y cols., 2014).

La frecuencia con la que se cambian los elásticos es una decisión clínica, algunos autores (Kersey y cols., 2003a; Kersey y cols., 2003b) abogan por prescribir el cambio de elásticos cada 8 horas, otros una vez al día (Beattie y Monaghan, 2004).

Las propiedades mecánicas de los elásticos están influenciados por la intensidad y la duración de la carga, así como por las condiciones ambientales (Eliades y cols., 2004). Por ejemplo, se ha descrito que el pH oral tiene una influencia significativa en la pérdida de fuerza de cadenas elásticas. Niveles de pH por encima del neutro son hostiles, incrementando la pérdida de fuerza de los elásticos (Ferriter y Meyers, 1990). Otros autores no encontraron una correlación clínicamente significativa entre pH y la

pérdida de fuerza de cadenas elásticas (Stevenson y Kusy, 1994) ni de elásticos de ortodoncia (Sauget, Stewart y Katona, 2011; Dos Santos, Pithon y Villela, 2012).

Kersey y cols (2003a) aconsejaban a los ortodoncistas que probaran 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. Debemos 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 y cols., 2003a; Kersey y cols., 2003b).

Las cadenas elastoméricas son testadas rutinariamente en condiciones de laboratorio, se exponen a saliva artificial y a temperaturas que imitan a las de la cavidad oral. Pero existen ciertos aspectos en este tipo de experimentos que no pueden ser reproducidos en el laboratorio. Los seres humanos forman un biofilm en los dientes, en los arcos y en las cadenas elastoméricas, este biofilm difiere de un paciente a otro. Se sabe que este biofilm se calcifica y contribuye a la degradación del elastómero y al rendimiento de las cadenas elastoméricas. Por ello, los experimentos *in vivo* de ciertos materiales ortodóncicos proporcionan información clínica de mayor interés que los estudios *in vitro* (Kokich, 2013). Sin embargo, aunque no podemos tomar decisiones clínicas en base a un estudio experimental *in vitro*, este tipo de estudios son útiles para servir como guía a experimentos clínicos en un futuro.

A la vista de los resultados debemos rechazar la hipótesis planteada, ya que la pérdida de fuerza de los elásticos de ortodoncia se ve influenciada por la composición y marca de los elásticos, el medio al que se exponen, así como el tiempo de uso. Pero hay que recordar que los resultados de nuestro estudio han sido obtenidos bajo condiciones de laboratorio y que sería necesario un estudio *in vivo* para corroborarlos. Además,

## *Discusión*

aunque ha habido numerosos estudios acerca de elastómeros de uso dental y de la degradación de la fuerza con el tiempo, los resultados obtenidos han sido muy variados. Esta controversia es el resultado de los diferentes materiales, métodos experimentales y marcas empleadas para realizar las investigaciones, haciendo difícil comparar los diferentes productos (Young y Sandrik, 1979; Aljhani y Aldrees, 2010). Por lo tanto, es necesario un protocolo estandarizado en este tipo de test para poder comparar los resultados entre los diferentes autores. También serían necesarios más estudios utilizando diferentes marcas de elásticos con látex y libres de látex, con diferentes tamaños y niveles de fuerza.

## **7. CONCLUSIONES**





1. Al estirar los elásticos 3 veces su diámetro interno, los niveles de fuerza obtenidos fueron siempre significativamente superiores a los niveles de fuerza indicados por el fabricante.
2. Siempre que se observaron diferencias significativas entre los medios, la pérdida de fuerza fue mayor en medio húmedo que en medio seco.
3. Siempre que se observaron diferencias significativas entre las composiciones, la pérdida de fuerza fue mayor en los elásticos libres de látex que en los elásticos con látex.
4. Siempre que se observaron diferencias significativas entre las marcas, la pérdida de fuerza fue mayor en los elásticos de GAC® que en los elásticos de LANCER®.
5. En medio húmedo, los elásticos de GAC® con látex y libres de látex y los elásticos de LANCER® con látex generaron fuerzas a las 8 y a las 24 horas significativamente inferiores a las fuerzas iniciales. Por otro lado, LANCER® libre de látex fue el único tipo de elástico que no mostró una pérdida significativa de la fuerza a las 8 horas en condiciones de humedad. Sin embargo, los elásticos de LANCER® libres de látex en medio húmedo mostraron una fuerza significativamente inferior a las 24 horas que al inicio y a las 8 horas. Por esta razón, LANCER® libre de látex es la mejor opción entre los elásticos evaluados en este estudio si no van a ser llevados más de 8 horas, ya que el resto de los elásticos evaluados ni siquiera mantienen sus características de fuerza

### *Conclusiones*

inicial en este punto (8 horas). De cualquier manera, sería necesario realizar un estudio *in vivo* para confirmar estos resultados.

## **8. BIBLIOGRAFÍA**



Alam MK, Sikder MA (2012). Spectrum of cross bite management. *Bangladesh Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*; 2: 34-37.

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

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

American Dental Association [ADA] Council on Scientific Affairs (1999). The dental team and latex hypersensitivity. *Journal of American Dental Association*; 130: 257-264.

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

Antony PJ, Palouse J (2014). An in-vitro study to compare the force degradation of pigmented and non-pigmented elastomeric chains. *Indian Journal of Dental Research*; 25: 208-213.

Ash JL, Nikolai RJ (1978). Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo. *Journal of Dental Research*; 57: 685-690.

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

## *Bibliografía*

Bales TR, Chaconas SJ, Caputo AA (1977). Force-extension characteristics of orthodontic elastics. *American Journal of Orthodontics*; 72: 296-302.

Ballard DJ, Jones AS, Petocz P, Darendeliler MA (2009). Physical properties of root cementum: Part 11. Continuous vs intermittent controlled orthodontic forces on root resorption. A microcomputed-tomography study. *American Journal of Orthodontics*; 136:8.e1-8.e8.

Barber D, Lombardero M (2002). Composición alergénica del látex. En: Blanco Guerra C, Quirce Gancedo S. *Alergia al látex* (p. 27-44). Barcelona: MRA.

Baturina O, Tufekci E, Guney-Altay O; Khan SM, Wnek GE, Lindauer SJ (2010). Development of a sustained fluoride delivery system. *Angle Orthodontist*; 80: 1129-1135.

Baty DL, Storie DJ, Von Fraunhofer JA (1994). Synthetic elastomeric chains: a literature review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*; 105: 536-542.

Baty DL, Volz JE, von Fraunhofer JA (1994). Force delivery properties of colored elastomeric modules. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*; 106: 40-46.

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

Bell WR (1951). A Study of Applied Force as Related to the use of elastics and coil Springs. *Angle Orthodontist*; 21: 151-154.

Bertoncini C, Cioni E, Grampi B, Gandini P (2006). In vitro properties' changes of latex an non-latex orthodontic elastics. *Progress in Orthodontics*; 7: 76-84.

Billmeyer FW (1984). Textbook of polymer science (p. 36-457). New York: John Wiley & Sons.

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

Blanco C, Carrillo T, Castillo R, Quiralte J, Cuevas M (1994). Latex allergy: clinical features and cross reactivity with fruits. *Annals of Allergy*; 73: 309-314.

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

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

## *Bibliografía*

Brooks DG, Hershey HG (1976). Effects of heat and time on stretched plastic orthodontic modules. *Journal of Dental Research* 1976, (especial issue B): Abstract N<sub>0</sub>. 363.

Carrillo T, Figueroa J, Navarro L, Ortega N (2002). Epidemiología y factores de riesgo de la alergia al látex. En: Blanco Guerra C, Quirce Gancedo S. *Alergia al látex* (p.83-98). Barcelona: MRA.

Carrillo T, Cuevas M, Muñoz T, Hinojosa M, Moneo I (1986). Contact urticaria and rhinitis from latex surgical gloves. *Contact Dermatitis*; 15: 69-72.

Chang HF (1987). Effects of instantaneous pre-stretching on force degradation characteristics of orthodontic plastic modules. *Proceedings of the National Science Council, Republic of China. Part B, Life sciences*; 11: 45-53.

Charous BL, Schuenemann PJ, Swanson MC (2000). Pasive dispersion of latex aeroallergen in a healthcare facility. *Annals of Allergy, Asthma & Immunology*; 85: 285-90.

Conde-Salazar L, Gonzalo I, Gatica ME, Cuevas M (2002). Hipersensibilidad tipo I al látex y tipo IV a componentes de las gomas. *Medicina Cutánea*; 30: 167-172.

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



Conde-Salazar L (2001). Urticaria de contacto al látex. *Piel*; 16: 424-427.

Davidovitch Z (1995). Molecular orthodontic movement. *Conferences series, Paris*.

De Aguiar AM, de Aguiar AM, de Araújo Gurgel J, Vercelino CRMP, Filho EMM, Bandeca MC, de Jesus Tavares RR (2014). The Prestretching Effect on the Force Decay of Orthodontic Elastic Chain. *Journal of Contemporary Dental Practice*; 15: 456-460.

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

Eliades T, Eliades G, Silikas N, Watts DC (2004). Tensile properties of orthodontic elastomeric chains. *European Journal of Orthodontics*; 26:157-162.

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

Eliades T (2007). Orthodontic materials research and applications: Part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*; 131: 253-62.

## *Bibliografía*

Everett FG, Hice TL (1974). Contact stomatitis resulting from the use of orthodontic rubber elastics: report of case. *Journal of American Dental Association*; 88: 1030-1031.

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

Ferriter JP, Meyers CE (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.

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

Gioka C, Zinelis S, Eliades T, Eliades G (2006). Orthodontic latex elastics: a force relaxation study. *Angle Orthodontist*; 76: 475-479.

Hain MA, Longman LP, Field EA, Harrison JE (2007). Natural rubber latex allergy: implications for the orthodontist. *Journal of Orthodontics*; 34: 6-11.

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 MK, Walley EK, Tuncay C (1993). Cytotoxicity of orthodontic elastics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*; 104: 188-191.

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

Jacobsen N, Hensten-Pettersen A (2003). Changes in occupational health problems and adverse patient reactions in orthodontics from 1987 to 2000. *European Journal of Orthodontics*; 25: 591-598.

Jarabak JR, Fizzell JA (1963a). Technique and treatment with the light wire appliances; light differential forces in clinical orthodontics (p. 70-82). St. Louis: Mosby.

Jarabak JR, Fizzell JA (1963b). Technique and treatment with the light-wire appliance; light differential forces in clinical orthodontics (p. 259). St. Louis: Mosby.

Jastrzebski ZD (1987). The nature and properties of engineering materials (p. 372-423). 3<sup>a</sup> ed. New York: John Wiley & Sons.

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

## *Bibliografía*

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

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

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

Kokich VG (2013). In-vitro vs in-vivo materials research. *The American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*; 143(4 Suppl): S11.

Konoo T, Kim YJ; Gu GM, King GJ (2001). Intermittent Force in Orthodontic Tooth Movement. *Journal of Dental Research*; 80: 457-460.

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

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

Langlade M (2000b). Definiciones. En: Langlade M. Optimización de los elásticos ortodóncicos (p. 1-6). New York: GAC International Inc.

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

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

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

Lee BW (1965). Relationship between tooth-movement rate and estimated pressure applied. *Jurnal of Dental Research*; 44: 1053.

Lee BW (1996). The force requirements for tooth movement. Part III: The pressure hypothesis tested. *Australian Orthodontic Journal*; 14: 93-97.

## *Bibliografía*

Lomonte Vigliotti. B (1998). Inmunidad y medicina. En: Lomonte Vigliotti B. Nociones de inmunología (p. 31-36). 2ª ed. San José: Lara Segura y Asociados.

Lu TC, Wang WN, Tarng TH, Chen JW (1993). Force decay of elastomeric chain. A serial study. Part II. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics; 104: 373- 377.

Medrano S (2008). Pérdida de fuerza de los elásticos de uso intraoral en ortodoncia [Tesis doctoral]. Oviedo: Universidad de Oviedo. Departamento de Cirugía y Especialidades Médico-Quirúrgicas.

Miura KK, Ito IY, Enoki C, Elias AM, Matsumoto MAK (2007). Anticariogenic effect of fluoride-releasing elastomers in orthodontic patients. Brazilian Oral Research; 21: 228-233.

Moneret-Vautrin DA, Beaudouin E, Widmer S, Mouton C, Kanny G, Prestat F, Kohler C, Feldmann L (1993). Prospective study of risk factors in natural rubber latex hypersensitivity. Journal of Allergy Clinical Immunology; 92: 686-677.

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

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

Neiburger EJ (1991). A case of possible latex allergy. *Journal of Clinical Orthodontics*; 25: 559-260.

Nieto A, Pamies R, Mazón A (2002). Peculiaridades de la alergia al látex y medidas preventivas en la edad pediátrica. *Allergologia et Immunopathologia*; 30: 148-156.

Nutter AF (1979). Contact urticaria to rubber. *British Journal of Dermatology*; 101: 597-8.

O'Reilly MM, Featherstone JDB (1987). Demineralization and remineralization around orthodontic appliances—an in-vivo study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*; 92: 33-40.

Ogaard B, Rolla G, Arends J, Tencate JM (1988). Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 2. Prevention and treatment of lesions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*; 94: 123-128.

Ogaard B, Rolla G, Arends J (1988). Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 1. Lesion development. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*; 94: 68-73.

*Bibliografía*

Ogaard B (1989). Prevalence of white spot lesions in 19-year-olds: a study on untreated and orthodontically treated persons 5 years after treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*; 96: 423-427.

Pilon JJ, Kuijpers-Jagtman AM, Maltha JC (1996). Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement: an experimental study in beagle dogs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*; 110:16-23.

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

Poley GE Jr, Slater JE (2000). Latex allergy. *Journal of Allergy Clinical Immunology*; 105: 1054-1062.

Porri F, Lemiere C, Birnbaum J, Guilloux L, Didelot R, Vervloet D, Charpin D (1995). Prevalence of latex allergy in atopic and non-atopic subjects from the general population. *Journal of Allergy and Clinical Immunology*; 95: 154-154.

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



¿Qué es la alergia? Conceptos básicos: Alergia, atopia e hipersensibilidad (2010).  
Obtenido el 21 de febrero de 2015 de la Sociedad Española de Alergología e  
Inmunología Clínica [SEAIC]: [www.seaic.org/pacientes/que-es-la-alergia](http://www.seaic.org/pacientes/que-es-la-alergia).

Quinn R, Yoshikawa DA (1985). Reassessment of force magnitude in orthodontics.  
*American Journal of Orthodontics*; 88: 252-260.

Quirce S, Conde-Salazar L (2002). Obtención y procesamiento del caucho natural. En:  
Blanco Guerra C, Quirce Gancedo S. *Alergia al látex* (p. 11-26). Barcelona: MRA.

Rahpeyma A, Khajehahmadi S (2014). Force relaxation of 3/16 inch heavy orthodontic  
latex elastics used in maxillofacial trauma in simulated jaw fracture situation. *Dental  
Hypotheses*; 5: 146-149.

Ramazanzadeh BA, Jahanbin A, Hasanzadeh N, Eslami N (2009). Effect of  
sodium fluoride mouth rinse on elastic properties of elastomeric chains. *Journal of  
Clinical Pediatric Dentistry*; 34: 189-192.

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

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

*Bibliografía*

Renick MR, Brantley WA, Beck FM, Vig KW, Webb CS (2004). Studies of orthodontic elastomeric modules. Part 1: Glass transition temperatures for representative pigmented products in the asreceived condition and after orthodontic use. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*; 126: 337-343.

Rock WP, Wilson HJ, Fisher SE (1985). A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. *British Journal of Orthodontics*; 12: 202-207.

Rosen SL (1993). *Fundamental principles of polymeric materials* (p. 9-51, 103-115). 2<sup>a</sup> ed. New York: John Wiley & Sons.

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

Saary MJ, Kanani A, Alghadeer H, Holness DL, Tarlo SM (2002). Changes in rates of natural rubber latex sensitivity among dental school students and staff members after changes in latex gloves. *Journal of Allergy Clinical Immunology*; 109: 131-35.

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

Schwarz AM (1932). Tissue changes incident to tooth movement. *International Journal of Orthodontia and Oral Surgery*; 18: 331-352.

Stern G (1927). Uberempfindlichkeit gegen kaustchuk als ursache von urticaria and quinckeschem odem. *Klin Wochenschrift*; 6: 1096-1097.

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

Stitzel JD, Bowlin GL, Mansfield K, Wnek GE, Simpson DG (2000). Electrospinning and electrospinning of polymers for biomedical applications. Poly(lactic-co-glycolic acid) and poly(ethylene-co-vinylacetate). 32nd Annual SAMPE Meeting, Vol. 205-11; Boston, Mass.

Storie DJ, Regennitter F, von Fraunhoven JA (1994). Characteristics of a fluoride-releasing elastomeric chain. *Angle Orthodontist*; 64: 199-210.

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

Thomas RB, Sapiro JC, Angle BC (1966). Force extension characteristics of orthodontic elastics. *American Journal of Orthodontics*; 72: 296-302.

Tinsley D, O'Dwyer JJ, Benson PE (2003). Fluoridated elastomers: in vivo versus in vitro fluoride release. *British Journal of Orthodontics*; 30: 317-322.

## *Bibliografía*

Turjanmaa K, Alenius H, Mäjubeb-Kijunen S, Reunala T, Palosuo T (1996). Natural rubber latex allergy. *Allergy*; 51: 593-602.

Turjanmaa K, Reunala T, Tuimala R, Karkkainen T (1984). Severe IgE mediated allergy to surgical gloves. *Allergy*; 2: S35.

Turjanmaa K (1987). Incidence of immediate allergy to latex gloves in hospital personnel. *Contact Dermatitis*; 17: 270-275.

Uribe-Restrepo GA (2004). Uso de elásticos y elastómeros en ortodoncia. En: Uribe-Restrepo GA. *Fundamentos de odontología. Ortodoncia: Teoría y Clínica* (p. 267-280). Medellín (Colombia): Corporación para Investigaciones Biológicas.

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

Wakelin SH, White IR (1999). Natural rubber latex allergy. *Clinical and Experimental Dermatology*; 24: 245-248.

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

Wiltshire WA (1996). Determination of fluoride from fluoridereleasing elastomeric ligature ties. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*; 110: 383-387.

Wong, AK (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 JL (1979). The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. *Angle Orthodontist*; 49: 104-109.



## **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, 2ª 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; Andreasen and Bishara, 1970; Bishara and Andreasen, 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.

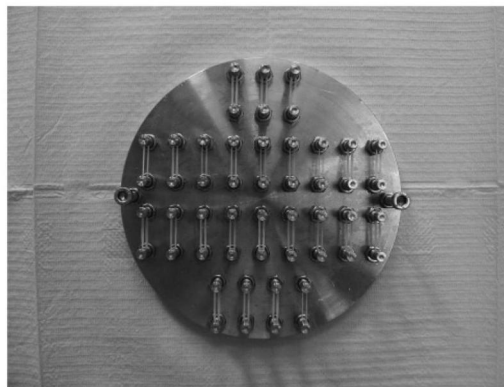
Five hundred samples were used. Twenty-five samples of each elastic type were used for each test. The elastics came in sealed packaging and were stored in a cool dark place until the moment of use when they were stretched to three times their ID on a stainless steel plate, 140 mm in diameter and 9 mm 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	1.11
		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	1.11
		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** Significant differences in force maintained between brand, composition, and wet/dry medium.

	5 s force	8 h force	24 h force
GAC latex	-----	<b>DRY &gt; WET</b>	<b>DRY &gt; WET</b>
GAC non-latex	-----	<b>DRY &gt; WET</b>	<b>DRY &gt; WET</b>
Lancer latex	-----	<b>DRY &gt; WET</b>	<b>DRY &gt; WET</b>
Lancer non-latex	-----	NS	NS
GAC dry	NS	NS	NS
GAC wet	-----	NS	NS
Lancer dry	<b>LATEX &gt; NON-LATEX</b>	<b>LATEX &gt; NON-LATEX</b>	<b>LATEX &gt; NON-LATEX</b>
Lancer wet	-----	NS	NS
Latex dry	<b>LANCER &gt; GAC</b>	<b>LANCER &gt; GAC</b>	<b>LANCER &gt; GAC</b>
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 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 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 Andreasen, 1970; Brantley *et al.*, 1979) also observed similar performances. Bishara and Andreasen (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 Dentaaurum (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; Andreasen 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 AA 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