

DEGRADACIÓN DE FUERZAS EN CADENAS ELASTOMÉRICAS DE DOS MARCAS DIFERENTES. ESTUDIO *IN VITRO*

DEGRADATION OF FORCES IN ELASTOMERIC CHAINS OF TWO DIFFERENT BRANDS. *IN VITRO* STUDY

Elfi Carol Morales-Pulachet ^{1,a}, Ana Lavado-Torres ^{1,b}, Eduardo Quea-Cahuana ^{1,a}

RESUMEN

Objetivo. Determinar la cantidad de degradación de fuerzas en cadenas elastoméricas de dos marcas diferentes. **Materiales y métodos.** Se elaboraron quince muestras de cada marca comercial de cadenas elastoméricas (American Orthodontics y Denstply GAC) de cuatro eslabones cada una, transparentes y de tipo *short*. Se confeccionaron bases acrílicas en las cuales se insertaron y fijaron pines metálicos que tuvieron como finalidad mantener las muestras permanentemente traccionadas a una distancia de 15 mm. Se midió la fuerza de tracción inicial utilizando un dinamómetro calibrado. Las muestras fueron sumergidas en saliva artificial. Un solo investigador realizó el mismo procedimiento en intervalos de 1 día, 7 días, 14 días y 21 días. **Resultados.** Para comparar la degradación de fuerzas de ambos grupos se emplearon las pruebas U de Mann-Whitney y t de Student a un nivel de significancia de 5%. Al inicio del estudio hubo una diferencia muy significativa ($p < 0,001$). A las 24 h se mantuvo la diferencia significativa ($p < 0,024$). A los 7 días no hubo diferencia significativa ($p < 0,299$). Pero, a los 14 días hubo una diferencia muy significativa ($p < 0,001$) y a los 21 días hubo diferencia altamente significativa ($p < 0,001$). **Conclusiones.** Se encontró que ambas marcas comerciales mostraron una alta degradación de fuerzas al primer día. Posteriormente, la degradación de fuerzas de cada muestra disminuyó en intensidad y fue más estable. La marca Denstply GAC frente a la marca American Orthodontics, mostró mayor cantidad de fuerza remanente al final del estudio. Kiru. 2014;11(2):110-4.

Palabras clave: Aparatos activadores; ortodoncia correctiva; métodos de anclaje en ortodoncia; elastómeros. (Fuente: DeCS BIREME).

ABSTRACT

Objective. To determine the amount of degradation force in elastomeric chains of two different brands. **Materials and methods.** Fifteen samples of each brand of elastomeric chains (American Orthodontics y Denstply GAC) of four brands each, transparent and short type were manufactured. Acrylic bases in which metal pins were inserted and fixed that had the objective to keep the samples permanently drivable at a distance of 15 mm were prepared. Initial tensile strength was measured using a calibrated dynamometer. Samples were immersed in artificial saliva. A single investigator performed the same procedure in 1 day, 7 days, 14 days and 21 days. **Results.** To compare the degradation of forces of both groups U Mann-Whitney test and Student t test at a significance level of 5% were used. At baseline there was a significant difference ($p < 0,001$). At 24 h the significant difference ($p < 0,024$) remained. At 7 days, there was no significant difference ($p < 0,299$). But, at 14 days there was a highly significant difference ($p < 0,001$) and 21 days there were highly significant ($p < 0,001$). **Conclusions.** It was found that both brands showed high force degradation the first day. Subsequently, force degradation of each sample was decreased in intensity and was more stable. The brand Denstply GAC in comparison to the mark American Orthodontics showed greater amount of force remaining at the end of the study. KIRU. 2014;11(2):110-4.

Key words: Activator appliances; corrective orthodontics; orthodontic anchorage procedures; elastomers. (Source: MeSH NLM).

¹ Facultad de Odontología, Universidad de San Martín de Porres. Lima, Perú.

^a Cirujano dentista.

^b Docente de la especialidad de ortodoncia

Correspondencia

Elfi Morales Pulachet

Dirección: Jirón Junín 679 departamento "Q" Magdalena del Mar. Teléfono: 9401-64263

Correo electrónico: elficmp@hotmail.com

INTRODUCCIÓN

Las cadenas elastoméricas son elastómeros muy utilizadas por los ortodoncistas, están hechas con polímeros, como el poliuretano, y han sido utilizados desde la década de los 60 ⁽¹⁾. El primer material que se conoce con estas características es el hule natural que se ha empleado desde la época de las civilizaciones inca y maya, sin embargo, su uso fue limitado debido a que

sus propiedades se perdían con facilidad por acción de la temperatura y la absorción de la humedad.

Con el proceso de vulcanización que fue introducido por Charles Goodyear en 1839, el uso del hule natural se incrementó y pronto los ortodoncistas como Baker, Case y Angle comenzaron a emplearlo en el tratamiento ortodóntico. Más adelante, en el año 1920, el hule sintético fue introducido gracias al desarrollo de la petroquímica ^(2,3).

La composición interna de estos materiales es determinado por el nivel de tecnología y calidad de las materias primas usadas en su fabricación ⁽⁴⁾.

Las principales aplicaciones clínicas de las cadenas elastoméricas son el cierre de espacios posextracción dentaria terapéutica, distalización de caninos, corrección de rotaciones, discrepancias de línea media, constricción del arco dental, tracción ortodóntica de dientes impactados, desviaciones de línea media, soportes de fijación del arco a los *brackets*, y como sustituto de las ligaduras metálicas. Estos materiales son prácticos, eficientes, cómodos para el paciente y disponibles en una variedad de colores ^(2,5,6). Algunos estudios han demostrado que las cadenas elastoméricas no pueden producir niveles constantes de fuerza en un período largo ^(2,7,8). Las propiedades de las cadenas elastoméricas van disminuyendo al someterse a condiciones de la cavidad oral en un tiempo prolongado debido a la presencia de enzimas y variaciones de temperatura, los cuales pueden influenciar en el desarrollo clínico de estos materiales ⁽⁷⁾, y también por el estiramiento constante a la que son sometidas van perdiendo fuerza conforme transcurre el tiempo de permanencia en la cavidad oral. Se ha reportado que a los 30 minutos de ser colocadas en la boca, ya existe degradación de fuerzas que a las 24 h es del 50 a 70%, quedando un remanente del 30 a 40% aproximadamente, durante las siguientes 4 semanas ^(2,7,9-12).

Los principios biológicos del movimiento ortodóntico mencionan que las fuerzas requeridas para producir movimientos dentales deben ser ligeras y continuas para no causar daños en los tejidos periodontales ⁽¹³⁾. Estudios de fatiga aplicados en cadenas elásticas obtuvieron información no solo de cuál es el mejor material a emplear en la práctica clínica, sino también para determinar si la fuerza aplicada por las cadenas elastoméricas es suficiente para inducir el movimiento dental con una respuesta biológica en los tejidos de forma adecuada ^(9,14,15).

El propósito del presente estudio fue determinar cuantitativamente la cantidad de degradación de fuerzas en cadenas elastoméricas de dos marcas diferentes.

MATERIALES Y MÉTODOS

Estudio de tipo experimental, prospectivo, longitudinal y comparativo. La población estuvo conformada por cadenas elastoméricas de dos marcas comerciales: Denstply GAC y American Orthodontics. La muestra del estudio se

determinó a través de un criterio por conveniencia siendo constituida por 30 cadenas elastoméricas divididas aleatoriamente en dos grupos de quince muestras cada una. En este estudio se evaluaron cadenas elastoméricas de dos marcas diferentes: Denstply GAC y American Orthodontics, transparentes del tipo *short*. Las muestras fueron obtenidas de paquetes de cadenas elastoméricas debidamente sellados y con fecha de uso vigente. De cada marca se seleccionaron quince muestras, las cuales estuvieron formadas por cuatro eslabones cada una (Figura 1).

Se confeccionaron seis bases acrílicas (acrílico de autocurado transparente de la marca Vitacryl), de 60 mm de largo, 25 mm de ancho y 15 mm de espesor. En cada una de ellas se realizaron perforaciones con 15 mm de separación entre ellas. Estas perforaciones tuvieron una profundidad de 5 mm realizados con una fresa redonda multilaminada de carburo para insertar pines metálicos de 15 mm de alto confeccionados con alambre ortodóntico de 1,2 mm de diámetro y fijados dentro de las perforaciones con acrílico de autocurado transparente; los cuales mantuvieron las muestras de cadenas elastoméricas traccionadas a una distancia de 15 mm, con el objetivo de analizar la degradación de fuerza a causa de un estiramiento constante en los intervalos establecidos para el estudio (Figura 2). Asimismo, para determinar la fuerza de tracción inicial de las muestras a una distancia de 15 mm, se utilizó un dinamómetro (FORCE SENSOR CI-6537 de la marca PASCO) previamente calibrado para evitar errores en la medición de fuerza. Los valores de la fuerza generada por cada muestra fueron procesados por la computadora que está asociada al dinamómetro, estos valores fueron registrados en una ficha de recolección de datos.

Después de realizar las mediciones iniciales de las 30 muestras, estas fueron colocadas en los soportes metálicos con ayuda de un calzador ortodóntico (Figura 3). Las muestras fueron sumergidas en un envase de vidrio con 500 mL de saliva artificial (SALIVAL de los laboratorios LUZA) cuya composición consistió en: cloruro de sodio, cloruro de potasio, cloruro de calcio dihidratado, cloruro de magnesio hexahidratado, carboximetilcelulosa sódica, propilenglicol, metil parabeno, propil parabeno y agua destilada c.s.p.). El mismo investigador y operador realizó las medidas de fuerza de tracción en los siguientes intervalos: inicial (0 días), 1 día, 7 días, 14 días y 21 días para asegurar la calibración y la lectura de fuerzas del dinamómetro.



Figura 1. Muestra de cadena elastomérica de cuatro eslabones



Figura 2. Bases acrílicas con soportes metálicos



Figura 3. Muestras de cadenas elastoméricas traccionadas

Para el análisis de los datos obtenidos en el presente estudio se utilizó el programa estadístico SPSS VERSIÓN 15.

RESULTADOS

El análisis univariado de la variable dependiente (fuerza de degradación) para cada uno de los momentos evaluados, se realizó en los dos grupos de estudio por medio de los valores mínimo, máximo, media y desviación estándar. Para el análisis bivariado, primero se empleó la prueba de Shapiro-Wilk para determinar la distribución normal de los datos de cada grupo de estudio, y la prueba de Levene para la determinación de la homocedasticidad en los datos que presentaron dicha distribución. Para comparar la fuerza de degradación entre los grupos de estudio para cada momento de evaluación se emplearon las pruebas U de Mann-Whitney y t de Stu-

dent. Todas las pruebas fueron trabajadas a un nivel de significancia de 5%.

El primer día del experimento hubo una degradación de fuerza del 54%. Al final del experimento la degradación de fuerza fue de un 82%.

El primer día del experimento hubo una degradación de fuerza del 59%. Al final del experimento la degradación de fuerza fue de un 80%.

Al inicio del estudio hubo una diferencia altamente significativa ($p < 0,001$). A las 24 h hubo una diferencia significativa ($p < 0,024$). A los 7 días no hubo diferencia significativa ($p < 0,299$). A los 14 días hubo diferencia muy significativa ($p < 0,001$) y a los 21 días hubo diferencia altamente significativa ($p < 0,001$).

Tabla 1. Valores de la fuerza en gramos de la cadena elastomérica de la marca American Orthodontics en diferentes intervalos de tiempo

Tiempo	n	Fuerza de degradación (g)		
		Mínimo	Máximo	Media \pm DE*
Basal	15	189,6	250,8	226,0 \pm 22,9
1 d	15	82,4	169,2	103,9 \pm 21,2
7 d	15	51,0	67,9	63,0 \pm 4,6
14 d	15	51,0	65,2	60,3 \pm 5,2
21 d	15	31,6	54,0	40,0 \pm 6,5

*DE = desviación estándar.

Tabla 2. Valores de la fuerza en gramos de la cadena elastomérica de la marca Denstply GAC en diferentes intervalos de tiempo

Tiempo	n	Fuerza de degradación (g)			
		Mínimo	Máximo	Media	DE*
Basal	15	189,6	250,8	226,0	22,9
1 d	15	82,4	169,2	103,9	21,2
7 d	15	51,0	67,9	63,0	4,6
14 d	15	51,0	65,2	60,3	5,2
21 d	15	31,6	54,0	40,0	6,5

*DE = desviación estándar.

Tabla 3. Comparación de las medias entre las dos marcas comerciales de cadenas elastoméricas

Tiempo	Grupo				Valor p
	AO		GAC		
	n	Media (g)	n	Media	
Basal	15	226,0	15	293,5	p<0,001
1 d	15	103,9	15	118,9	p=0,024
7 d	15	63,0	15	69,5	p=0,299
14 d	15	30,3	15	71,8	p=0,001
21 d	15	40,0	15	57,9	p<0,001

DISCUSIÓN

En este estudio se observó que el mayor porcentaje de degradación de las fuerzas de las cadenas elastoméricas ocurrió en las primeras 24 h, al igual que en los estudios realizados por Weissheimer *et al.* ⁽¹⁶⁾. Este trabajo de investigación fue realizado en un medio húmedo ya que Ash *et al.* demostraron que la degradación de fuerzas de estos materiales es significativamente más alta que en un medio seco ^(7,17,18). Los niveles de fuerza utilizados en este estudio estuvieron dentro del rango de fuerzas de 100 a 350 g sugeridos por Ren *et al.* en un trabajo realizado en humanos, para no alejarnos de las especificaciones que se usan en estudios *in vivo* ⁽¹⁹⁾.

Según Baty *et al.*, De Genova *et al.* y Wong Ak *et al.*, los intervalos se basan en protocolos de activación establecidos entre visitas usando *brackets* convencionales y considerando la fisiología del movimiento dentario ^(2,7,8). También demostraron que las cadenas elastoméricas no pueden producir niveles constantes de fuerza a través de un largo período. Según Kershey, durante todo el tiempo del estudio, las muestras se mantuvieron estiradas continuamente para evitar el fenómeno de recuperación elástica y así evitar los resultados falsos ⁽²⁰⁾. Autores como

Abraham *et al.* y Khan *et al.* refieren que el elastómero, al ser un material polimérico formado por rellenos plastificantes y aditivos, le proporciona dureza, durabilidad, biocompatibilidad, bioestabilidad y elasticidad. Estos materiales tienen resistencia limitada y presentan fatiga ^(21,22).

Según Bhowmich y Salamone, la desventaja que podría darle el plastificante dentro de la composición de la cadena elastomérica es que tiene un carácter migratorio cuando se encuentra en un medio acuoso, por lo cual el material puede perderlo y aumentar su rigidez, esto tendría que tomarse en cuenta en las diferencias de valores obtenidas entre la segunda y tercera semana, como sucedió en nuestro estudio en la marca Denstply GAC ^(23,24).

Se llegó a las siguientes conclusiones:

El primer día del experimento ambas marcas de cadenas elastoméricas mostraron una degradación de fuerzas de un 54 al 59%. Al final del experimento ambas marcas mostraron una degradación de un 80 al 82%. La marca Denstply GAC tuvo un menor porcentaje de degradación de fuerza, lo cual podría inferir que sus cadenas elastoméricas son las más indicadas para los fines ortodónticos.

Los valores finales de la fuerza de tracción, así como el porcentaje de degradación de fuerzas de ambas marcas nos permiten determinar la cantidad de fuerza que se debe aplicar en la boca del paciente y así obtener movimientos biológicos para lograr resultados clínicos exitosos. La frecuencia y la diversidad de estudios van a proveer al clínico un importante parámetro de calidad y conocer el comportamiento físico del material en el uso clínico.

Se sugiere ampliar con otros estudios *in vitro* de diferentes marcas para mejorar el conocimiento del comportamiento físico de los materiales y tener varias opciones de compra. Es importante conocer las características del elastómero para un mejor plan de sistema de fuerzas para emplearlas y saber cómo cuantificarlas. Sería adecuado conocer la composición exacta de las cadenas elastoméricas ya que la presencia de plastificantes o aditivos influye en la flexibilidad del material. Se sugiere ampliar con estudios de simulación de movimientos dentarios, porque ayudan a disminuir la distancia de estiramiento y de fuerza.

AGRADECIMIENTOS

Dra. María Elena López Herrera (coordinadora del laboratorio de análisis físicos PUCP).

FUENTE DE FINANCIAMIENTO

Autofinanciado.

CONFLICTOS DE INTERÉS

Los autores declaran no tener conflictos de interés en la publicación de este artículo.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Miles DC, Briston JH. Polymer Technology. Londres: Temple Press; 1965.
- Baty DL, Storie DJ, Von Fraunhofer JA. Synthetic elastomeric chains: A literature review. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1994;105(6): 536-42.
- Askeland DR. Materiales para ingeniería. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana. 1991.
- Taloumis JL, Smith TM, Hondrum SO, Lorton L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1997;111(1):1-11.
- Jeffries CL, Von Fraunhofer JA. The effects of 2% alkaline glutaraldehyde solution on the elastic properties of elastomeric chain. Angle Orthod. 1991; 61(1):25-30.
- Matta ENR, Chevitarrese O. Avaliação laboratorial da força liberada por elásticos plásticos. Rev SBO. 1997; 4(4): 131-7.
- De Genova DC, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains: a product comparison study. Am J Orthod. 1985; 87(5):377-84.
- Wong AK. Orthodontic elastics materials. Angle Orthod. 1976; 46(2): 196-205.
- Stevenson JS, Kusy RP. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. Angle Orthod 1994; 64(6):465-7.
- Mayberry D, Allen R, Close J, Kinney DA. Effects of disinfection procedures on elastomeric ligatures. J Clin Orthod. 1996; 30 (1): 49-51.
- Rock WP, Wilson HJ, Fisher SE. A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. Br J Orthod. 1985; 12(4): 202-7.
- Lu TC, Wang WN, Tarng TH, Chen JW. Force decay of elastomeric chain-a serial study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1993; 104(4): 373-7.
- Proffit WR. Ortodoncia contemporánea. Teoría y práctica. 3era edición. Madrid: Edit. Harcourt & Mosby. 2001.
- Kapila S. Characteristics of elastomeric chains. Angle Orthod 1994; 64(6): 521-26.
- Huja S, Dhuru VB. Comment on elastomeric chains. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1994; 106(3): 19 A-21A.
- Weissheimer A, Locks A, de Menezes LM, Borgatto AF, Derech CD. In vitro evaluation of force degradation of elastomeric chains used in Orthodontics. Dental Press J Orthod. 2012 Jan-Feb; 18(1): 55-62.
- Ash JL, Nikolai RJ. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo. J Dent Res. 1978; 57(5-6): 685-90.
- Bishara, SE; Andreasen, GF. A comparison of time related forces between plastics elastiks and latex elastics. Angle Orthod. 1970; 40(4): 319-28.
- Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. Angle Orthod. 2003; 73(1): 86-92.
- Kershey, ML, Glover KE, Heo G, Raboud D, major PW. A comparison of dynamic and static testing of latex and nonlatex orthodontics elastics. Angle Orthod. 2003; 72(2): 181-6.
- Abraham F, Alshuth S, Jerrams S. The effect of minimum stress and stress amplitude on the fatigue life of non strain crystallizing elastomers. Materials and design 2005; 26(3):239-45.
- Khan I, Smith N, Jon RE. Analysis and evaluation of a biomedical polycarbonate urethane tested in an in vitro study and an ovine arthroplasty model. Part I: materials selection and evaluation. Biomaterials 2005; 26(6):621-31.
- Kar KK, Bhowmick AK. Handbook of elastomers. 2da edición. New York: Marcel Dekker, 2001.
- Salamone JC. Polymeric materials encyclopedia. Florida: CRC press. 1996.

Recibido: 08 de septiembre de 2014

Aceptado para publicación: 11 de noviembre de 2014

Citar como: Morales-Pulachet EC, Lavado-Torres A, Quea-Cahuana E. Degradación de fuerzas en cadenas elastoméricas de dos marcas diferentes. Estudio *in vitro*. KIRU. 2014;11(2):110-4.