

Recibido:
16-X-2019

Aceptado:
25-XI-2019

Publicado en línea:
13-XII-2019

Evaluación de la fuerza de flexión de los arcos de intrusión de TMA y Elgiloy a diferentes longitudes de activación. Estudio *in vitro*

Assessment of the Flexion Force of TMA and Elgiloy Intrusion Arches to Different Lengths of Activation. An *In Vitro* Study

Francis Kelvin Ramos Lara DDS¹; Teresa Evaristo-Chiyong DDS, MSc, PhD²

1. Cirujano Dentista, Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar. Universidad Científica del Sur. Maestría en Estomatología. Lima, Perú.

2. Doctora en Estomatología. Magister en Odontostomatología en Salud Pública. Universidad Científica del Sur, Facultad de Ciencias de la Salud, Carrera de Estomatología. Maestría en Estomatología. Lima, Perú.

Autor para correspondencia: Dr. Francis Kelvin Ramos Lara - francisramos81@gmail.com

RESUMEN: El presente estudio analizó el arco utilitario de Ricketts confeccionado con las aleaciones de TMA y ELGILOY, evaluando las fuerzas de flexión que presentaron cada uno de estos a diferentes longitudes de activación. **MÉTODOS:** se evaluaron un total de 30 arcos (15 por aleación) de calibre 17x25. Se utilizó una maqueta acrílica que simuló la mandíbula, con tubos soldados a las bandas ubicadas en los primeros molares donde se sujetaron los arcos y se pegaron brackets en los incisivos inferiores. Los arcos de Ricketts tuvieron una longitud total de 100 mm y fueron activados en su rama distal obteniendo las longitudes de 5, 10 y 15 mm medidos a partir del slot de los brackets anteriores en la línea media. Se utilizó una Máquina Digital de Ensayos Universales CMT-5L para medir la fuerza de flexión realizándose el análisis estadístico con la prueba T de Student y U de Mann Whitney. **RESULTADOS:** La aleación de TMA tuvo una fuerza significativamente menor en cada una de las activaciones 5, 10 y 15 mm (13,53; 31,61 y 42,01 gramos respectivamente) en comparación a las de Elgiloy (31,41; 62,61 y 93,00 gramos respectivamente). Al aumentar la longitud de activación la fuerza de flexión aumentó significativamente en ambas aleaciones. **CONCLUSIÓN:** La cantidad de fuerza sugerida para la intrusión de incisivos inferiores fue alcanzada por los arcos de Elgiloy.

PALABRAS CLAVE: Intrusión dentaria; Aleaciones; Resistencia flexional.

ABSTRACT: The present study analyzed the utility arch of Ricketts made with TMA and Elgiloy alloys, evaluating the forces that each one presented at different activation lengths. **METHODS:** A total of 30 arches (15 per alloy) 17x25 caliber were assessed. An acrylic model that simulated the jaw was used with tubes welded to the bands located on the first molars where the arches were attached and brackets were bonded to the lower incisors. The Ricketts arches had a total length of 100 mm and were activated in their distal branch, obtaining the lengths of 5, 10 and 15 mm measured from the slot of the anterior brackets in the midline. A Digital Universal Testing Machine CMT-5L was used to measure the bending force and the statistical analysis was carried out with the Student's T and Mann-Whitney U test. **RESULTS:** The TMA alloys had a significantly lower strength in each of the activations 5, 10, 15 mm (13,53; 31,61 and 42,01grams respectively) compared to Elgiloy (31.41; 62,61 y 93,00 grams respectively). While increasing the activation length, the flexural forces increased significantly for both alloys. **CONCLUSION:** The suggested forces for the intrusion of lower incisors were reached by the Elgiloy arches.

KEYWORDS: Dental intrusion; Alloys; Flexural resistance.

INTRODUCCIÓN

La corrección de la sobremordida vertical excesiva o mordida profunda es un objetivo que frecuentemente se traza el ortodoncista, esta se presenta principalmente en las maloclusiones Clase II división 2 según Angle, en esta se ve alterada la curva de Spee (1-5) predisponiendo al paciente a una serie de problemas oclusales, a nivel periodontal, articular y alteraciones del desarrollo normal de los maxilares en pacientes en crecimiento (6-8).

La biomecánica utilizada para la corrección de la mordida profunda utiliza la intrusión de piezas anteriores, extrusión de piezas posteriores, vestibularización con intrusión de incisivos o una combinación de estos (9-11) esto trae consigo algunas reacciones y efectos indeseados que van directamente relacionados al tiempo y a la cantidad de fuerza utilizada (12,13).

Los arcos de intrusión, son dispositivos utilizados para el tratamiento de la mordida profunda, las aleaciones con las que se confeccionan son

siempre motivo de estudio, en ortodoncia se utiliza con mayor frecuencia las aleaciones de Titanio-Molibdeno conocida como TMA por sus siglas en inglés y el Cobalto-Cromo conocido como Elgiloy (14,22).

En la actualidad la preocupación por las fuerzas a las que son sometidas las piezas dentarias y la cantidad de intrusión, llevó a realizar estudios que evaluaron ambos aspectos (9-12, 23, 24) esto debido a los efectos secundarios que conlleva la intrusión durante el tratamiento ortodóntico, principalmente la reabsorción a nivel radicular. De Almeida *et al.* (12) (2018) menciona que las reabsorciones radiculares se pueden minimizar si se utilizan fuerzas ideales y constantes considerando las características individuales del paciente y con el seguimiento continuo durante la fase de intrusión. En la actualidad se utilizan los mini-implantes, y también la corticotomía (25,27), como alternativa para producir menos efectos secundarios.

Uno de los arcos ampliamente analizado en diversas investigaciones (11,28-33), resulta ser el arco utilitario de Ricketts, por sus propiedades,

facilidad de confección, grandes resultados en la mecánica de intrusión dentaria y pocos efectos secundarios hacen que este sea uno de los arcos utilitarios más utilizados en el campo de la ortodoncia.

El objetivo de la investigación fue evaluar la fuerza de flexión los arcos de intrusión de Ricketts confeccionados con las aleaciones de TMA y Elgiloy a diferentes longitudes de activación. Por lo que planteamos que la media de fuerza de flexión de los arcos del grupo de TMA es diferente a la fuerza de flexión del grupo de Elgiloy y aumentan con una mayor longitud de activación. Esto buscó dar a conocer las longitudes a las cuales podrían ser activadas para disminuir los efectos secundarios beneficiando al paciente y al ortodoncista para lograr un mejor uso de estos dispositivos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó un diseño experimental In Vitro, utilizando las aleaciones de TMA® (California-EEUU) y Elgiloy® (Colorado-EEUU) con las cuales se confeccionaron los arcos de intrusión. Se confeccionaron 30 arcos: 15 arcos de TMA y 15 arcos de Elgiloy. Se incluyeron aquellos arcos preformados de la arcada inferior totalmente nuevos de las casas comerciales dueñas de las patentes, el calibre utilizado fue de 17x25 para ambas aleaciones, excluyéndose aquellos arcos que presentaban alguna anomalía en su forma y que no tuvieran el calibre adecuado.

Se confeccionaron plantillas que sirvieron de guía para realizar los dobleces de los arcos de intrusión, estandarizar la forma y el perímetro de los arcos, así como verificar los límites del puente anterior, los escalones verticales y los puentes posteriores. Previa calibración del investigador y los instrumentos utilizados se confeccionaron los

arcos, para realizar los dobleces de los escalones verticales anteriores y posteriores se utilizó el alicate de Nance el cual estuvo calibrado para obtener una medida de 4mm. La maqueta de acrílico simuló la arcada inferior, a esta se le colocaron bandas en las piezas 3.6 y 4.6, con tubos soldados en la cara vestibular a la misma altura y con los tubos principales paralelos de manera que el arco estará totalmente pasivo. En el sector anterior a nivel de los cuatro incisivos se colocaron brackets metálicos a una misma altura y se verificó que al colocar el arco en forma pasiva coincidiera con el slot de los brackets, esto representó la longitud basal (0 mm), a partir de esta se activaron las diferentes longitudes, estas fueron 5mm, a 10mm y 15mm. La medición de la fuerza de flexión se realizó en la máquina digital de ensayos universales CMT- 5L y un Vernier digital de 200 mm del laboratorio HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE (Lima-Perú), la velocidad de tracción se estandarizó a una velocidad de 60 segundos para traccionar los arcos activados a 5mm, 10mm y 15 mm de ambas aleaciones. Se colocó el arco teniendo el cuidado que la rama distal estuviera en el tubo principal, las vertientes de los escalones verticales posteriores de ambos lados estuvieron en contacto con la parte mesial de los tubos, luego se procedió a tracción de cada arco en sentido vertical de arriba hacia abajo, el desplazamiento del arco fue hasta la basal que estuvo representada por la altura de los slots de los brackets. La información recolectada se analizó con el paquete estadístico SPSS Statistics 24 (Statistical Package for the Social Science). Se realizó la prueba de normalidad de Shapiro Wilk encontrando una distribución normal para las medidas de 5 y 10 mm y los intervalos de 5-0 y de 10-5 mm por lo que se utilizó la prueba T de Student y no normalidad para la medida de 15 mm y el intervalo de 15-10 por lo que se utilizó una prueba U de Mann Whitney.

RESULTADOS

La fuerza de flexión de la aleación TMA a los 5mm fue de $13,53 \pm 2,36$, en el caso de la aleación Elgiloy fue de $31,41 \pm 4,47$, los valores hallados para cada longitud de activación tuvieron similares diferencias. Las medias de las fuerzas de flexión presentadas en ambas aleaciones

fueron aumentando a mayor longitud de activación existiendo una diferencia significativa entre las aleaciones ($p < 0.001$) (Tabla 1).

La activación a intervalos de 5 mm, da como resultado un aumento significativo ($p < 0,001$) de la fuerza de flexión para ambas aleaciones (Tabla 2).

Tabla 1. Fuerzas de flexión de las aleaciones TMA y Elgiloy a diferentes longitudes de activación.

| Longitud de activación | TMA | | Elgiloy | | p-valor |
|------------------------|-----------|------|-----------|-------|-----------|
| | Media (g) | DE | Media (g) | DE | |
| 5 mm | 13,53 | 2.36 | 31,41 | 4.47 | < 0.001* |
| 10 mm | 31,61 | 2.99 | 62,61 | 8.33 | < 0.001* |
| 15 mm | 42,01 | 6.81 | 93,00 | 13.27 | < 0.001** |

*T de Student

**U de Mann Whitney

Tabla 2. Comparación de los cambios de la fuerza de flexión de las aleaciones TMA y Elgiloy en intervalos de 5 mm.

| Intervalos (mm) | Diferencia de fuerza | | | | p-valor |
|-----------------|----------------------|------|-----------|-------|-----------|
| | TMA | | Elgiloy | | |
| | Media (g) | DE | Media (g) | DE | |
| 0 - 5] | 13,53 | 2.36 | 31,41 | 4.47 | < 0,001* |
| 5 - 10] | 18,08 | 2.85 | 31,20 | 8.03 | < 0,001* |
| 10 - 15] | 10,40 | 7.44 | 30,39 | 17.96 | < 0,001** |

*T de Student

**U de Mann Whitney

DISCUSIÓN

Las aleaciones que más se utilizan en ortodoncia después del acero, son las de níquel-cromo-cobalto conocidas como Elgiloy y las de titanio-molibdeno, aleación de titanio estabilizada en la versión beta conocida como TMA, razón por la cual se eligieron para conformar los arcos utilitarios utilizados en nuestro estudio. El resultado de la fuerza de flexión apareció de manera automática en la máquina de ensayo

universal por lo cual el registro de las mismas fue completamente objetivo.

De acuerdo a Varlik *et al.*(9) los arcos utilitarios utilizados para la intrusión dentaria no solo son considerados efectivos sino también estables post tratamiento, estableciendo que la fuerza requerida para la intrusión de los incisivos inferiores fue de 40 gramos es decir 10 por pieza dentaria. Esto se contrasta con lo propuesto por Ricketts *et al.*(33) que sugieren un rango de 60

a 80 gramos. Ambos estudios utilizaron el Elgiloy de calibre 16x22 en comparación a nuestro estudio que utilizó el Elgiloy de calibre 17x25. Sin embargo, en los resultados obtenidos pudimos observar fuerzas dentro de los valores sugeridos, por lo que podremos considerar que el calibre del alambre no es determinante para la carga final de los arcos, sino que esta será un conjunto de variables como la longitud total del arco, la cantidad de activación y el tipo de aleación, por lo que podríamos afirmar que las fuerzas de intrusión no dependen únicamente del calibre.

Con respecto al análisis de los arcos utilitarios y sus activaciones, nuestros resultados mostraron que a 10 mm el arco del Elgiloy genera una fuerza que está dentro de los parámetros sugeridos por Ricketts, lo que generaría una intrusión real y disminuiría las reacciones adversas. A esta misma longitud, los arcos de TMA generan casi la mitad de las cargas presentadas por los de Elgiloy, por lo que la fuerza no podría ser suficiente para realizar una intrusión efectiva. La activación a 15 mm los arcos de TMA apenas se acercan a los rangos sugeridos, siendo ampliamente superados por los arcos de Elgiloy que a esta distancia ya superaron los rangos de intrusión de incisivos inferiores. Los resultados encontrados en nuestro estudio concuerdan con El-Bialy *et al.*(22) donde encontraron diferencias significativas con respecto a la carga que generan estas aleaciones. Esto está determinado por las propiedades físico-mecánicas del Elgiloy como son alto módulo de elasticidad y el bajo módulo de resiliencia, en comparación con el TMA que tiene alto módulo elasticidad, pero alto módulo de resiliencia por lo que puede sufrir deflexiones sin generar altas cargas, mostrando así una de sus características más conocidas.

Nuestro estudio, al igual que otros, consideran al TMA (17-22) como una de las aleaciones que producen fuerzas leves, por tal razón, las longitudes de activación evaluadas no

lograron alcanzar el valor mínimo para la intrusión de incisivos inferiores y debería tener una mayor longitud de activación, lo que requiere de realizar un doblez mayor entre la rama distal y el escalón vertical posterior. Esto evidencia una característica indeseable de esta aleación, la facilidad de fractura, razón por la cual en nuestro estudio no pudimos realizar activaciones de 20mm. Aparecida *et al.*(17), estudiaron arcos de intrusión de TMA a longitudes de activación de 20mm, sin embargo, su diseño del arco de intrusión fue el tipo Connecticut, diseño que no utiliza escalones verticales por lo tanto no necesitó realizar dobleces agudos. Esta es una limitación de nuestro estudio, por el diseño de arco utilitario y la aleación con la cual se confeccionaron.

La variabilidad de fuerza que se observó según se aumentó la longitud de activación fue altamente significativa para ambos grupos, lo que nos permite sugerir que en pocos milímetros de activación se verán cambios significativos en las fuerzas de flexión. Por esto, los resultados obtenidos deberían ser contrastados con mucho cuidado ya que la variabilidad del perímetro de arco influirá directamente en la longitud de la aleación utilizada y determinaran un importante papel en la fuerza de flexión. Como lo describe Ricketts, a mayor longitud del alambre disminuirá las fuerzas de flexión y viceversa, ratificando la necesidad de valorar cada característica del arco confeccionado y la variabilidad anatómica del vestíbulo bucal.

Los valores obtenidos entre los intervalos que se midieron también mostraron diferencias significativas por lo que cada activación nueva deberá tomarse en cuenta para volver a medir la fuerza de flexión con la que se estaría reactivando el arco, es decir que si deseamos aumentar la fuerza de flexión de un arco ya activado deberemos de saber que esta nueva activación traerá nuevos y mayores valores en la fuerza de intrusión, esto también podría suceder durante la desactivación de los arcos utilitarios.

CONCLUSIONES

Los arcos de intrusión confeccionados con TMA, en cualquiera de las longitudes de activación, dieron como resultado fuerzas muy leves de flexión por debajo de las recomendadas para lograr la intrusión, en comparación con los arcos confeccionados con Elgiloy, cuyos valores de fuerzas permitirían una intrusión real sin reacciones adversas.

El ortodoncista deberá elegir adecuadamente la aleación y activación que utilizará teniendo en cuenta la fuerza de flexión de las mismas.

CONFLICTO DE INTERESES

Los autores declaran no tener ningún tipo de conflicto de intereses.

CONSIDERACIONES ÉTICAS

El trabajo fue aprobado por el Comité Institucional de Ética en Investigación de la Universidad (CIEI-CIENTÍFICA) con número de constancia N° 18 - CIEI-CIENTÍFICA-2019, fecha 23 de enero del 2019.

FINANCIAMIENTO

Autofinanciada

CONTRIBUCIONES DE LOS AUTORES

Francis Kelvin Ramos Lara: Concepción del proyecto, recolección de datos, interpretación de resultados, redacción y aprobación final del manuscrito.

Teresa Evaristo-Chiyong: Concepción del proyecto, análisis estadístico, redacción y aprobación final del manuscrito.

REFERENCIAS

1. Dhiman S. Curve of Spee - from orthodontic perspective. *Indian J Dent.* 2015;6 (4): 199.
2. Nayyar S., Dinakarsamy V., Santhosh S. Class I, Class II, and Class III malocclusion : A cross sectional study. *J Pharm Bioallied Sci.* 2015; 7 (1): 92-5.
3. Ahila S., Sasikala C., Muthu K., Rajdeep T., Abinaya K. Evaluation of the Correlation of Ramus Height, Gonial Angle, and Dental Height with Different Facial Forms in Individuals with Deep Bite Disorders. *Ann Med Health Sci Res.* 2016; 6 (4): 232-8.
4. Fattahi H., Pakshir H., Baghdadabadi N., Jahromi S. Skeletal and Dentoalveolar Features in Patients with Deep Overbite Malocclusion. *J Dent Tehran Univ Med Sci.* 2014; 11 (6): 629-38.
5. Bhateja N., Mubassar F., Attiya S. Original article Deep Bite Malocclusion : Exploration of the Skeletal and Dental Factors. *J Ayub Med Coll Abbottabad.* 2016; 28 (3): 449-54.
6. Mustafa, E. Pıkdoken, L. Serdar U. Gingival response to mandibular incisor intrusion. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007; 132 (143): e9-e13.
7. Clark A., Sims M., Leppard P. An analysis of the effect of tooth intrusion on the microvascular bed and fenestrae in the apical periodontal ligament of the rat molar. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991; 99 (1): 21-9.
8. Ganugapanta V., Ponnada S., Praveen K. Computed Tomographic Evaluation of Condylar Symmetry and Condyle-Fossa Relationship of the Temporomandibular Joint in Subjects with Normal Occlusion and Malocclusion : A Comparative Study. *J Clin Diagnostic Res.* 2017;11 (2): 29-33.
9. Varlik S., Alpakan Ö., Türköz Ç. Deepbite correction with incisor intrusion in adults: A

- long-term cephalometric study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2013; 144 (3): 414-9.
10. Preston C., Maggard M., Lampasso J., Chalabi O. Long-term effectiveness of the continuous and the sectional archwire techniques in leveling the curve of Spee. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008; 133 (4): 550-5.
 11. Ng J., Major P., Heo G., Flores-Mir C. True incisor intrusion attained during orthodontic treatment: A systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2005; 128 (2): 212-9.
 12. De Almeida M., Marçal A., Fernandes T., Vasconcelos J., De Almeida R., Nanda R. A comparative study of the effect of the intrusion arch and straight wire mechanics on incisor root resorption: A randomized, controlled trial. *Angle Orthod.* 2018; 88 (1): 20-6.
 13. Chiqueto K., Martins D., Janson G. Effects of accentuated and reversed curve of Spee on apical root resorption. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008; 133 (2): 261-8.
 14. Beléndez T., Neipp C., Beléndez A. La introducción del concepto de fotón en bachillerato. *Rev Bras Ensino Física.* 2013; 24 (4): 399-407.
 15. Gopokrishnan S., Melath A., Ajith V., Binoy M. A Comparative Study of Bio Degradation of Various Orthodontic Arch Wires : An In Vitro Study. *J Int oral Heal.* 2015; 7 (1): 12-7.
 16. Schwertner A., Almeida R. R. De, Jr. A. G., Almeida M. R. De. Photoelastic analysis of stress generated by Connecticut Intrusion Arch (CIA). *Dental Press J Orthod.* 2017; 22 (1): 57-64.
 17. Aparecida C., Abrão J., Braga S. Forces in stainless steel , TiMolium and TMA intrusion arches , with different bending magnitudes Forças em arcos de intrusão , em aço. *Braz Oral Res.* 2007; 21 (2): 140-5.
 18. Martins N., Poletti T., Conti A., Oltramari-Navarro P., Lopes M., Flores-Mir C., et al. Comparison of mechanical properties of beta-titanium wires between leveled and unleveled brackets: an in vitro study. *Prog Orthod.* 2014; 15 (1): 42.
 19. Szuhaneck C., Fleser T., Glavan F. Mechanical Behavior of Orthodontic TMA Wires. *WSEAS Trans Biol Biomed.* 2010; 7 (3): 277-86.
 20. Juvvadi S., Kailasam V., Padmanabhan S., Chitharanjan A. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop. American Association of Orthodontists;* 2010; 138 (5): 623-30.
 21. Es-Souni M., Fischer-Brandies H., Es-Souni M. On the In Vitro Biocompatibility of Elgiloy, a Co-based Alloy, Compared to Two Titanium Alloys. *J Orofac Orthop der Kieferorthop die.* 2003; 64 (1): 16-26.
 22. El-Bialy T., Alobeid A., Al-Suleiman M., Hasan M. Mechanical properties of cobalt-chromium wires compared to stainless steel and β -titanium wires. *J Orthod Sci.* 2014; 3 (4): 137.
 23. Sharma S., Vora S., Pandey V. Clinical Evaluation of Efficacy of CIA and CNA Intrusion Arches. *J Clin Diagnostic Res.* 2015; 9 (9): 29-33.
 24. McFadden W., Engstrom C., Engstrom H., Anholm J. A study of the relationship between incisor intrusion and root shortening. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1989; 96 (5): 390-6.
 25. Freitas B., Abas M., Dias L., Fernandes P., Freitas H., Bosiod J. Case report. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2018; 153 (4): 577-87.
 26. Aydogdu E., Ozsoyb O. Effects of mandibular incisor intrusion obtained using a conventional utility arch vs bone anchorage. *Angle Orthod.* 2011; 81 (5): 767-75.

27. Prabhakar R., Karthikeyan M. K., Saravanan R., Kannan K. S., Raj M. R. A. Anterior Maxillary Intrusion and Retraction with Corticotomy-Facilitated Orthodontic Treatment and Burstone Three Piece Intrusive Arch. *J Clin Diagnostic Res.* 2013; 7 (245): 3099-101.
28. Ricketts R. Bioprogressive therapy as an answer. *Am J Orthod.* 1976; 70 (3): 241-68.
29. Ricketts R. Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs Part II. *Am J Orthod.* 1976; 70 (4): 359-97.
30. Goel P., Tandon R., Agrawal K. A comparative study of different intrusion methods and their effect on maxillary incisors. *J Oral Biol Craniofacial Res.* 2014; 4 (3):186-91.
31. Greig D. Bioprogressive therapy: overbite reduction with the lower utility arch. *Br J Orthod.* 1983;10 (4): 214-6.
32. Ravindra K., Sridhar K., Manjula W. Comparison of intrusion effects on maxillary incisors among mini implant anchorage, J-hook headgear and utility arch. *J Clin Diagnostic Res.* 2014; 8 (7): 21-4.
33. Ricketts R., Bench R., Gugino C., Hilgers J., Schulhof R. *Técnica bioprogresivade Ricketts.* Buenos Aires: Medica Panamericana; 1983.



Attribution (BY-NC) - (BY) You must give appropriate credit, provide a link to the license, and indicate if changes were made. You may do so in any reasonable manner, but not in any way that suggest the licensor endorses you or your use. (NC) You may not use the material for commercial purposes.