

UNIVERSIDAD JUÁREZ AUTÓNOMA DE TABASCO

División Académica de Ciencias de la Salud



“Comparación de la resistencia carga-deflexión en arcos rectangulares CuNiTi de ortodoncia: un estudio in vitro”

**Tesis para obtener el diploma de la
especialidad en ortodoncia**

Presenta:

C.D. DENNIS JAIR LOYA GALLEGOS

Directores:

DR. EN E. JOSÉ MIGUEL LEHMANN MENDOZA

M.E.M. JEANNETTE RAMÍREZ MENDOZA

Villahermosa, Tabasco.

Octubre, 2023



**UNIVERSIDAD JUÁREZ
AUTÓNOMA DE TABASCO**

"ESTUDIO EN LA DUDA. ACCIÓN EN LA FE"



División
Académica
de Ciencias de
la Salud

Dirección



Villahermosa, Tabasco, 26 de septiembre de 2023
Of. No. 0481/DIRECCIÓN/DACS
ASUNTO: Autorización de impresión de tesis

C. Dennis Jair Loya Gallegos

Especialidad en Ortodoncia

Presente

Comunico a Usted, que autorizo la impresión de la tesis titulada "**COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA CARGA-DEFLEXIÓN EN ARCOS RECTANGULARES CuNiTi DE ORTODONCIA: UN ESTUDIO IN VITRO**" con índice de similitud **1%** y registro del proyecto **No. JI-PG-210**; previamente revisada y aprobada por el Comité Sinodal, integrado por los profesores investigadores M.O. Luz Verónica Rodríguez López, C.D.E.O. Elizabeth Pérez Frías, M.E. Xavier Moreno Enríquez, M.C.E. Landy Vianey Limonchi Palacio y C.D.O. Emmanuel Bocanegra Cornelio. Lo anterior para sustentar su trabajo recepcional de la **Especialidad en Ortodoncia**, donde fungen como Directores de Tesis: Dr. en E. José Miguel Lehmann Mendoza y la M.E.M. Jeannette Ramírez Mendoza.

Atentamente


Dra. Mirian Carolina Martínez López
Directora



C.c.p.- Dr. en E. José Miguel Lehmann Mendoza.- Director de tesis
C.c.p.- M.E.M. Jeannette Ramírez Mendoza.- Director de Tesis
C.c.p.- M.O. Luz Verónica Rodríguez López.- Sinodal
C.c.p.- C.D.E.O. Elizabeth Pérez Frías.- Sinodal
C.c.p.- M.E. Xavier Moreno Enríquez.- Sinodal
C.c.p.- M.C.E. Landy Vianey Limonchi Palacio.- Sinodal
C.c.p.- C.D.O. Emmanuel Bocanegra Cornelio.- Sinodal
C.c.p.- Archivo
DC'MCML/DC'CGME/lkrd*

Miembro CUMEX desde 2008
**Consortio de
Universidades
Mexicanas**
UNA ALIANZA DE CALIDAD POR LA EDUCACIÓN SUPERIOR

Av. Crnel. Gregorio Méndez Magaña, No. 2838-A,
Col. Tamulté de las Barrancas,
C.P. 86150, Villahermosa, Centro, Tabasco
Tel.: (993) 3581500 Ext. 6300, e-mail: direccion.dacs@ujat.mx

www.dacs.ujat.mx

DIFUSION DACS

DIFUSION DACS OFICIAL

@DACSDIFUSION



ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la ciudad de Villahermosa Tabasco, siendo las 12:00 horas del día 20 del mes de septiembre de 2023 se reunieron los miembros del Comité Sinodal (Art. 71 Núm. III Reglamento General de Estudios de Posgrado vigente) de la División Académica de Ciencias de la Salud para examinar la tesis de grado titulada:

"Comparación de la resistencia carga-deflexión en arcos rectangulares CuNiTi de ortodoncia: un estudio in vitro"

Presentada por el alumno (a):

Loya	Gallegos	Dennis Jair
Apellido Paterno	Materno	Nombre (s)

Con Matricula

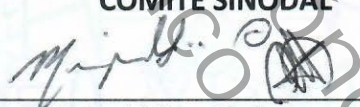
2	1	2	E	4	6	0	0	3
---	---	---	---	---	---	---	---	---


Aspirante al Diploma de:

Especialista en Ortodoncia

Después de intercambiar opiniones los miembros de la Comisión manifestaron **SU APROBACIÓN DE LA TESIS** en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

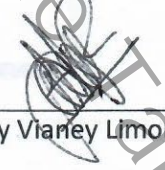
COMITÉ SINODAL

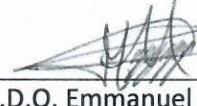

 Dr. en E. José Miguel Lehmann Mendoza
 M.EM. Jeannette Ramírez Mendoza
 Directores


 M.O. Luz Verónica Rodríguez López


 C.D.E.O. Elizabeth Pérez Frías


 M.E. Xavier Moreno Enríquez


 M.C.E. Landy Vianey Limonchi Palacio


 C.D.O. Emmanuel Bocanegra Cornelio

Carta de Cesión de Derechos

En la ciudad de Villahermosa Tabasco el día 21 del mes de agosto del año 2023, el que suscribe, Dennis Jair Loya Gallegos, alumno del programa de la Especialidad en Ortodoncia, con número de matrícula 212E46003 adscrito a la División Académica de Ciencias de la Salud, manifiesta que es autor intelectual del trabajo de tesis titulada: **“Comparación de la resistencia carga-deflexión en arcos rectangulares CuNiTi de ortodoncia: un estudio in vitro”**, bajo la Dirección del Dr. en E. José Miguel Lehmann Mendoza y la M.E.M. Jeannette Ramírez Mendoza, Conforme al Reglamento del Sistema Bibliotecario Capítulo VI Artículo 31. El alumno cede los derechos del trabajo a la Universidad Juárez Autónoma de Tabasco para su difusión con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficos o datos del trabajo sin permiso expreso del autor y/o director del trabajo, el que puede ser obtenido a la dirección: cdjairloya@gmail.com. Si el permiso se otorga el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Dennis Jair Loya Gallegos

Nombre y Firma

Sello



DEDICATORIA

Antes de nada, a Dios, porque él ha sido mi fortaleza y no sería nada de lo que soy hoy sino es por él., gracias a él puedo decir que los logros obtenidos hasta el día de hoy no serían sin su ayuda, su amor y su presencia.

A mis padres por su apoyo incondicional y alentarme a seguir mejorando en todos los aspectos de mi vida.

A mis compañeros y amigos en el cual emprendimos este viaje juntos apoyándonos en las buenas y malas para salir adelante.

Universidad Juárez Autónoma de Tabasco.
México.



AGRADECIMIENTO

Gracias a mis asesores de tesis y compañeros de clases que ahora son mis hermanos que me dieron aliento, que me dieron su opinión crítica o tuvieron a bien tomarse un momento para sugerir, ayudar y poder concluir esta investigación, no me queda más que decirles a ustedes, muchísimas gracias.

Agradezco al posgrado de ortodoncia de la BUAP y a la Dra. Abigail Flores Ledezma por su completa disposición para poder culminar esta tesis, por toda su experiencia y conocimientos que no dudó en compartir, a pesar de la distancia no me dejó solo y sin ella, esta investigación no hubiera sido posible. Solo me resta decir gracias por el aprendizaje y el cariño con los que fuimos acogidos, mis mejores deseos en todo lo que se proponga y que siga siendo luz para sus alumnos.

A las casas comerciales American Orthodontics y TD Orthodontics que si bien mediante sus donaciones fueron un apoyo importante para poder realizar esta tesis.



INDICE

	Página
Indice de tablas y figuras	VIII
Glosario de términos.....	IX
Resumen	X
Abstract	XI
1. Introducción.....	1
2. Marco teórico referencial y conceptual.....	2
2.1. El descubrimiento de memoria de forma en ortodoncia (SMA).....	8
2.2. Propiedades externas de los alambres de ortodoncia.....	11
2.3. Carga-deflexión en los arcos de ortodoncia.....	12
2.4. Resistencia al deslizamiento.....	15
2.5. Sección transversal más usados en arcos con slot 0.022x0.028" de ortodoncia.....	16
3. Planteamiento del problema	19
4. Hipótesis:.....	20
5. Justificación	21
6. Objetivo general y específicos.....	22
7. Materiales y métodos.....	23
7.1 Tipo de estudio	23
7.2 Población, lugar y tiempo de estudio	23
7.3 Tipo de muestra y tamaño de muestra	23
7.3.1 Criterios de Inclusión, exclusion y eliminación.....	23
7.4 Procedimiento para capturar la información y análisis de datos	24
8. Resultados:.....	26
9. Discusión:.....	29
10. Conclusiones:.....	31
11. Perspectivas:.....	32
12. Literatura científica citada:.....	33
13. Anexos	36



INDICE DE TABLAS Y FIGURAS

Figura 1	Arco con deflexión	8
Figura 2	Curva carga-deflexión	13
Figura 3	Fricción al deslizamiento	16
Figura 4	Estructura del Arco redondo trenzado.....	16
Figura 5	Estructura del Arco rectangular trenzado.....	16
Figura 6	Estructura de los arcos redondos compactos.....	17
Figura 7	Estructura de arcos cuadrados compactos.....	17
Figura 8	Estructura de arcos rectangulares compactos.....	18
Figura 9	Estructura de arcos con dimensiones especiales.....	18
Tabla 1	Fuerza de activación por milímetros de deflexión en Newton	27
Tabla 2	Límite elástico por grupos	28
Tabla 3	Fuerza máxima en (N) soportada a la rotura.....	29



GLOSARIO DE TÉRMINOS

Arcos CuNiTi: Aleación compuesta de cobre-níquel-titanio utilizada en los arcos de ortodoncia para favorecer el movimiento dental

Curva carga-deflexión: Esquema que sirve para analizar el comportamiento de los arcos de ortodoncia, es la curva por deformación formada entre la fuerza y distancia ejercida a un cuerpo sólido en la cual se puede evaluar sus propiedades.

Deformación elástica: Fase elástica de un material en la que predomina su memoria de forma

Deformación plástica: Fase en la que el material ha superado su límite elástico y sufre deformaciones permanentes perdiendo su memoria de forma

Límite elástico: Distancia en el cual el arco al no exceder este punto puede regresar a su memoria de forma, si es sobrepasado sufre una deformación permanente.

Punto de rotura: Límite de fuerza en el cual el alambre no soporta más dentro de una deformación permanente, en la que pierde todas sus propiedades y sufre una rotura del mismo



RESUMEN

INTRODUCCIÓN: Las propiedades de resistencia de los arcos pueden variar entre fabricantes; analizarlos permitirá una mejor elección clínica y biomecánicas eficaces durante el tratamiento. **OBJETIVO:** Comparar la resistencia carga-deflexión en arcos rectangulares 0.014x0.025" CuNiTi de ortodoncia in vitro. **MATERIAL Y METODO:** Estudio experimental evaluando 80 arcos de 4 marcas comerciales de 0.014x0.025" CuNiTi; G1: Universal, TD Orthodontics; G2: Tanzo™ MID Low Force, American Orthodontics; G3: H4™ Pitts Broad TA, OC Orthodontics y G4:Damon, Ormco) a $36\pm 1^{\circ}\text{C}$ hasta romperse mediante ensayos de flexión de 3 puntos en una máquina universal de pruebas a una velocidad de 2 mm/min. **RESULTADOS:** El G3 presentó mayor fuerza a la deflexión; al evaluar el límite elástico el G4 fue el que tuvo mayor deflexión con una menor carga y el arco que resistió menos a la fractura fue el G1. **CONCLUSIÓN:** El arco G3 obtuvo generalmente mejores propiedades de resistencia; sin embargo, el arco G4 mostró mejor respuesta de superelasticidad sin ejercer mayor fuerza.

PALABRAS CLAVES: Arcos CuNiTi, carga-deflexión, límite elástico, ruptura



ABSTRACT

INTRODUCTION: *The resistance of orthodontic archwires can vary between manufacturers; analyzing them will allow better biomechanics and clinical selection during treatment.* **OBJECTIVE:** *To compare the load-deflection resistance in rectangular CuNiTi orthodontic archwires in vitro.* **MATERIAL AND METHOD:** *Experimental study evaluating 80 0.014x0.025" CuNiTi elements (G1: Universal, TD Orthodontics; G2: Tanzo™ MID Low Force, American Orthodontics; G3: H4™ Pitts Broad TA, OC Orthodontics and G4:Damon, Ormco) a 36±1°C to break by 3-point bending tests on a universal testing machine at a speed of 2mm/min.* **RESULTS:** *G3 presented greater force to deflection; When evaluating the elastic limit, G4 had the greatest deflection with a lower load and the arch that resisted fracture the least was G1.* **CONCLUSION:** *The G3 arch generally obtained better resistance properties; however, the G4 archwire showed a better superelasticity response without exerting greater force.*

KEY WORDS: *CuNiTi arches, load-deflection, yield strength, rupture*



1. INTRODUCCIÓN

En el tratamiento de ortodoncia es importante la aplicación de fuerzas ligeras y continuas, esto con el fin de evitar daños en el periodonto, reabsorciones radiculares y favorecer el movimiento dental. Pensando en esto, las casas comerciales han elaborado una variedad de materiales dentales con cambios en sus composiciones mecánicas y físicas con dicha finalidad. Es así como los arcos de ortodoncia con el paso de los años se han ido modificando al agregar o sustituir sus composiciones bases para ofrecer mejores cualidades de resistencia al deflexionarse durante la alineación y nivelación dentaria. Aunado a esto, los arcos han sido modificados en su conformación (redondos, cuadrados, rectangulares) y diversos calibres; cada uno con una función específica y en donde el tipo de aleación utilizada puede ser implementado en las diferentes fases del tratamiento.(1,2)

Un ejemplo de esto, son los arcos 0.014" x 0.025" de cobre níquel-titanio (CuNiTi) de los cuales actualmente hay variedad de marcas comerciales en el mercado, sin embargo, a veces solo contamos con datos superficiales que nos provee cada marca. Por lo tanto, el propósito de este estudio es obtener mayor información al comparar los productos que usamos cotidianamente; específicamente de las propiedades de resistencia a la carga-deflexión que poseen los arcos mencionados, los cuales son sumamente necesario conocer para hacer una selección adecuada según sus propiedades individuales y cumplir eficazmente con el tratamiento de ortodoncia.(3)



2. MARCO TEÓRICO REFERENCIAL Y CONCEPTUAL

En ortodoncia el avance en el estudio de ciertas problemáticas odontológicas como las maloclusiones, abrió las puertas al desarrollo, estudio y comparación de nuevos métodos para mejorar la atención a dichos padecimientos, mediante el desarrollo de nuevos materiales. Por lo tanto, investigadores en estas áreas se dedicaron al estudio de estos materiales y mejorar sus características que son indispensables para mantener tratamientos activos, sin ocasionar daños al periodonto. Por tal motivo, hay estudios in vitro en prototipos semejantes a la cavidad oral que buscan encontrar disparidad en diferentes tipos de arcos de ortodoncia, por ejemplo:

En la facultad de ciencias dentales de Babu Baranasi Das, India en (2019), Tikku y cols(4) *“Load-deflection characteristics of coated and noncoated nickel-titanium wires in self-ligating brackets using a modified bending test: An in vitro study”*.

Compararon los valores de carga-deflexión midiendo las deflexiones de distintos arcos NiTi, sin y con recubrimiento estético mediante un ensayo de flexión modificada en un tipodonto, durante la fase de descarga sobre brackets cerámicos autoligados mostraron que los arcos de NiTi estéticos dieron valores de carga media significativamente más bajos, seguidos de los alambres de NiTi termoactivos y pseudoelásticos.

A pesar que los arcos estéticos no tienen las propiedades que tienen un superelástico o termoactivo, una de los factores por los que pudo tener resultados bajos, se puede relacionar con el tipo de prescripción del bracket, fricción o recubrimiento de teflón que tiene, y que puede derivar de una disminución real del calibre que se estudia. De igual forma, se ha pensado la existencia de diferencia de las fuerzas de los arcos que presenten algún doblaje con aquellos que no lo tienen, similarmente:



Phermsang-ngarm y Charoemratrot (5) e, en Tailandia (2018) "*Comparison of the load-deflection characteristics of 0.01200 heat-activated, superelastic and bent superelastic nickel titanium wires*".

Compararon las características y resistencia a la carga-deflexión en arcos de 0.012" en NiTi activados por calor, NiTi super elástico y NiTi super elástico con dobleces de 1 a 3mm, sometidos a una prueba de flexión de 3 puntos sometidos a deflexiones de 0.5mm a 4mm. Se obtuvo que los arcos NiTi super elásticos con dobleces producen fuerzas más ligeras, pero con la desventaja que se inactivan más rápido que los arcos de NiTi super elásticos y los NiTi termoactivos.

En todo caso, los resultados obtenidos en un estudio previo, son de importancia clínica al momento de realizar una tracción de canino u órgano dentario en infraoclusión, realizando un doblez que ayudará a llevar el órgano dentario al plano oclusal aminorando efectos adversos debido a fuerzas más ligeras. En oposición a las fuerzas y los dobleces, el costo de los insumos dentales incrementa constantemente, algunos ortodoncistas optan por reutilizar los arcos previamente esterilizados, pero se ha cuestionado si se ven afectadas algunas de sus propiedades de carga-deflexión, tal es el caso:

Yadav A. y Cols. (6) en la India (2020) "*Impact of recycling on the mechanical properties of nickel-titanium alloy wires and the efficacy of their reuse after cold sterilization*"

Evaluaron la viabilidad de reutilizar arcos de aleación de níquel-titanio después de 6 semanas de uso intraoral, se estudiaron los cambios de carga-deflexión y de la superficie en arcos de control, sin esterilizar y después de la esterilización en glutaraldehído al 2%. Concluyendo que los arcos reutilizados tuvieron cambios estadísticamente insignificantes en las fuerzas de carga y descarga, respaldando su reutilización mediante esterilización en frío.



Cabe resaltar, que estos estudios se realizan mayormente in vitro, por lo tanto pudiera verse afectado estos resultados debido a la ausencia de factores como son las fuerzas de masticación o presencia de sustancias orales que pudieran inferir en la corrosión del material. Otros investigadores, han estudiado la efectividad las fuerzas de los arcos que se transmiten a los dientes para favorecer el movimiento dentario y que resulta de distintos factores, como lo es el tipo o sistema de bracket, la elección de la aleación y la mecánica aplicada, teniendo en cuenta que las modificaciones en cada filosofía de brackets puede verse relacionada en una mayor fricción en cuanto al notching y binding que ocasione variaciones en las fuerzas registradas, por ejemplo:

Francisconi MF y Cols.(7) en (Brasil) 2019 *“Evaluation of the force generated by gradual deflection of 0.016-inch NiTi and stainless steel orthodontic wires in self-ligating metallic and esthetic brackets”*

Compararon las fuerzas de deflexión en arcos NiTi y acero inoxidable de 0.016”, en brackets metálicos y estéticos de autoligado dentro de un recipiente con agua a $36\pm 1^{\circ}\text{C}$. Se encontró que los valores de fuerza aumentaron conforme a la deflexión del arco en los brackets evaluados.

Con relación a los datos anteriormente expuestos, otros investigadores se han preguntado si existen diferencias entre lotes de arcos del mismo diámetro o termoactivación, ya que en ocasiones al momento de colocarlos en la aparatología intraoralmente nos encontramos con una resistencia que dificulta la inserción al realizar cambios de un mismo tamaño y que puede ser razón para que el exceso de dimensión altere la fuerza promedio, señalando una falta de homogeneidad entre lotes, es por ello:



En Francia (2022), Noémie Copelovici y Cols.(8) compararon la elasticidad y calibres de los arcos termoactivos redondos como rectangulares en tracciones hasta 5mm. El CuNiTi 27° de 0.014" fue una excepción, con diferencias dimensionales estadísticas superiores. Los arcos rectangulares de 27° se encontraron con menor tamaño en comparación con los CuNiTi de 35° y 40°. Por el contrario, los arcos de 40°C obtuvieron la mayor homogeneidad entre lotes. En las curvas de descarga, las fuerzas adquiridas fueron mayores con CuNiTi 27° que con CuNiTi 35° y 40°.

Sapata y cols.(9) en febrero de 2020 "*DSC analysis and evaluation of forces released on deactivation of 0.40-mm (0.016") orthodontic thermo-activated NiTi wires: An in vitro study*".

Evaluaron las fuerzas liberadas de los arcos NiTi termoactivos entre marcas en calibres 0.016" mediante una prueba de flexión de 3 puntos hasta 3mm. El análisis mostró diferencias entre las aleaciones de NiTi de todos los fabricantes, sin diferencias entre los lotes de la misma marca.

También, Ávila y cols.(10) Realizaron en Brasil un trabajo de investigación en el cual analizaron la flexión en alambres de níquel-titanio con y sin propiedades de transformación térmica. Evaluaron la carga-deflexión hasta 4mm en grupos de 10 arcos, sometidos a una prueba de flexión de 3 puntos. Concluyendo que en todos los arcos termoactivos estudiados son una buena elección para las fases iniciales debido al mayor rango de deflexión que requieren para una activación mayor de fuerzas.

La adición del cobre a los arcos son de utilidad para disminuir el cambio de rango de temperatura facilitando una mayor deflexión y elasticidad en etapas iniciales, además gracias a su propiedad termoactiva como es el rango de temperatura de transición proporciona fuerzas ligeras para las diversas mecánicas de alineación y nivelación, además otro factor como lo es la superficie del arco se encuentra en constantes ciclos de masticación pudiendo ocasionar daños a su estructura aumentando la fricción y sus propiedades de recuperación de forma, del mismo modo:



En la universidad de Mansoura en Egipto, Shamaa y Cols.(11) en 2019, compararon el efecto de termociclado en la rugosidad superficial y propiedades de recuperación elástica en diferentes arcos de ortodoncia in vitro. Se examinaron 4 tipos de arcos 0.016” en diversas aleaciones; evaluando el módulo de elasticidad, límite elástico y su rugosidad con un perfilómetro. El acero mostró la menor cantidad de rugosidad después del termociclado, mientras que las aleaciones de NiTi mantienen sus propiedades de mayor recuperación elástica y el amplio de rango de acción.

Matías M y Cols(12) en Brasil (2018) “*Comparison of deflection forces of esthetic archwires combined with ceramic brackets*”.

Realizaron una comparación de fuerzas de deflexión de arcos estéticos combinados con brackets cerámicos y determinaron las fuerzas de deflexión en distintos tipos de recubrimientos de arcos. Utilizaron una máquina Instron para evaluar las fuerzas de descarga a 3, 2, 1 y 0.5mm. Concluyendo que hay variabilidad entre el uso de los brackets y arcos estéticos, pudiendo exhibir patrones de fuerza muy diferentes debido a las composiciones del bracket y el tipo de recubrimiento del arco. El arco de FPR presentó deformación plástica en 3 mm de desviación y produjo fuerzas extremadamente bajas en 2, 1 y 0.5mm de deflexión, similarmente al bracket monocristalino que obtuvo las mayores fuerzas durante la descarga, seguidos de los policristalinos.

A pesar de todos estos estudios siguen siendo necesarias más evaluaciones que nos ayuden a seguir comprendiendo cómo funcionan estas diferencias en la fabricación de los arcos. Pero que también sus fuerzas se pueden ver modificadas dependiendo del tipo de ligado que se implemente durante la mecánica efectuada, por lo tanto:

En Brasil , Hitoshi Higa R y cols.(13) en 2017, “*compararon el nivel de fuerza de alambres de ortodoncia de níquel titanio en diámetros delgados ligados con diferentes métodos*”.



Realizado en arcos redondos NiTi y térmicos en brackets autoligados como convencionales, haciendo uso de ligaduras elastoméricas y metálicas. Las mediciones se realizaron con fuerzas hasta 3mm a 36.5°C. Los brackets de autoligado pasivo y la ligadura metálica exhibieron patrones de fuerza estándar, mientras que los elastómeros tienen un patrón de liberación de fuerzas aleatorios.

Vite N y Serrano G(14), en Abril de 2021 en Querétaro, México *“Resistencia a la flexión en arcos 0.019x0.025” Níquel -Titanio en brackets de autoligado CCO”*

Estudiaron la carga-deflexión en arcos térmicos de 3 marcas comerciales en una prueba de ensayo de 3 puntos con una n=20 elementos. Los resultados demostraron que existe una diferencia significativa entre las diversas marcas a pesar de tener el mismo calibre.

Vásquez C y Serrano G(15); en Querétaro, México (2022). *“Estudio comparativo de la resistencia a la flexión de los Arcos NiTi teflón, NiTi super elástico y acero inoxidable rectangulares de .017x.025. Estudio in vitro”*

Compararon diversos tipos de arcos NiTi junto a los de acero inoxidable para evaluar la resistencia a la flexión, mediante una prueba de 3 puntos a 3mm sujetos a brackets de autoligado activo, los arcos fueron sometidos a una incubadora y durante la prueba se les activo con focos. Los arcos NiTi de la casa comercial TD Orthodontics presentaron menor carga a la deflexión como diferencias en comparación a las otras marcas y la aleación de acero inoxidable fue el que soportó mayor resistencia.

Estas investigaciones muestran en primera instancia la importancia de estudiar los arcos en este campo de la salud. Del mismo modo, con el fin de mejorar la atención y el resultado del tratamiento, era necesaria la comparación entre distintos productos comerciales, los cuales, pueden ofrecer una ventaja dependiendo la situación del paciente.



La ortodoncia es considerada una rama de la odontología encargada del tratamiento de las maloclusiones en conjunto con el crecimiento y desarrollo craneofacial, el objetivo es resolver los problemas asociados a las maloclusiones por medio del movimiento dentario obteniendo una oclusión funcional y también una estética aceptable con el uso de aparatología fija ortodóncica y sus elementos auxiliares como los arcos, elastómeros, etc. (Figura 1); continuamente los arcos usados en esta aplicación se encuentran sujetos a cargas y estrés friccional llegando a provocar que se vea superado su rango de deformación elástica y como consecuente sufrir una rotura. (16,17)

Figura 1. Deflexión de un arco redondo en la maloclusión de un canino superior.



Fuente: <https://www.ortodoncia.ws/publicaciones/2015/art-38/>

2.1. El descubrimiento de memoria de forma en ortodoncia (SMA).

Los grandes descubrimientos que se han presentado a lo largo de la vida se han dado a conocer gracias a que son producidos por accidentes, tal caso no es la excepción para los arcos NiTi y su memoria de forma que se introdujo en el área de la ortodoncia. La aleación NiTi junto al Cobre y sus características mencionadas, son las aleaciones de mayor uso al día de hoy. Con los intentos de encontrar una aleación que fuera resistente a la fatiga para los cohetes de la armada naval, el NITINOL por sus siglas en inglés (Niquel Titanium Naval Ordnance Laboratory) tuvo su aparición en el año 1958 por el metalúrgico William J. Buehler y Cols, ellos estudiaron las propiedades de memoria de forma de la aleación que habían descubierto en aquel entonces. Durante una demostración que realizaba dentro de las instalaciones de los laboratorios, tomó



una tira recta de NITINOL y la enrollaba para demostrar la elasticidad que esta presentaba sin que esta se rompiera, uno de los asistentes tomó su pipa y calentó vigorosamente el metal, inmediatamente pudieron presenciar en aquel evento como la tira se enderezó y como recuperó su forma inicial. En efecto, esta nueva aleación con su memoria de forma cumple con cualidades de deformación que al estar en un estado a temperaturas bajas podía deformarse y al colocarlo a niveles elevados de este mismo sufría un cambio de estructuras organizadas en el cual la materia sólida recordaba la forma inicial.(18) De esta manera se desarrollaron los arcos NiTi (Níquel-Titanio), los cuales, son utensilios de ortodoncia utilizados para mover los dientes mediante la fuerza aplicada en conjunto con los Brackets adheridos a la superficie dental.(19)

El NiTi y su memoria de forma (SMA por shape memory alloys) es considerada una aleación útil en el área biomédica debido a su buena citotoxicidad, corrosión, biocompatibilidad, además de la propiedad de recuperarse de grandes deformaciones. A temperaturas bajas y tensiones elevada el NiTi es más estable en una fase monocíclica (Fase martensítica), este puede deformarse muy fácilmente aún en una zona de plasticidad, manteniendo cualquier forma por un límite elástico bajo, en cambio; al calentarse por encima de su rango de temperatura de transformación y tensiones reducidas, la aleación adopta una estructura cúbica simple en la cual regresará a la forma original preestablecida (Fase Austenítica).(20,21)

La activación térmica se refiere a la habilidad del material para cambiar de estado martensítico a austenítico cuando su temperatura aumenta. Este cambio en la estructura cristalina, conocido como termoelasticidad, era significativo en el Nitinol original utilizado en el programa espacial, pero su aprovechamiento en aplicaciones ortodóncicas no fue sencillo.(22)



Ahora bien, la superelasticidad se refiere a la capacidad de ciertos alambres de NiTi para experimentar una deformación extremadamente grande y reversible debido a la fase de transición martensítica-austenítica.(21)

2.1.1. Aleaciones Cooper NiTi

La aleación de Copper NiTi (Níquel-Titanio-Cobre) fue desarrollada por Rohit Sachdeva en el año de 1990 para su uso clínico. Estos hilos de NiTi con cobre (CuNiTi) comenzaron a comercializarse a mediados de los años 90 y se fabricaban en cuatro tipos con diferentes temperaturas de transformación:

- Tipo I: Ya no se comercializa, tenía una transformación a 15°C
- Tipo II: Se activa a los 27°C y posee características superelásticas, es flexible y proporciona fuerzas constantes durante más tiempo y se recomienda en pacientes con periodonto sano y con un umbral de dolor alto.
- Tipo III: Es activo a los 35°C, libera fuerzas más ligeras recomendándose en pacientes con periodontos ligeramente comprometidos y un umbral de dolor normal.
- Tipo IV: Comienza su activación a partir de los 40°C, las fuerzas que transmite el arco son intermitentes y se vuelve más rígido cuando la temperatura intraoral supera los 40°C. Se usa en pacientes con problemas periodontales moderados a severos que no toleran bien el dolor.(23)

La adición del cobre a la aleación de NiTi permite tener un rango de temperatura de transición más definido, esto asegura una generación más homogénea de fuerza al transmitir las fuerzas aumentando la eficacia del movimiento dental. Además, este agregado a la aleación conocida ayuda a mantener las propiedades de memoria de



forma que hacen a los arcos NiTi populares, siendo más estables y menos sensibles a las proporciones exactas.(24)

Las ventajas clínicamente más relevantes del CuNiTi en comparación a otras aleaciones NiTi, influye en una generación de fuerzas persistentes durante periodos de activación más largos, una mayor resistencia a la deformación permanente, características de superelasticidad más estables bajo cargas cíclicas, mejor recuperación elástica y menos histéresis. Ahora bien, durante el proceso de su fabricación se logra una mejor definición de las temperaturas de transición, lo que permite una entrega de fuerzas controlada y personalidad para cada paciente. (25)

2.2. Propiedades externas de los alambres de ortodoncia.

Si bien es cierto que, los alambres mantienen una elasticidad y memoria de forma, también han presentado ser muy frágiles y quebradizos cuando se han sometido a diversas cargas o deflexiones, encontrándose mayormente fracturas intraorales en la zona posterior, esta situación ha llevado a buscar mejorar las propiedades mecánicas que se tenían en un inicio. (18,26)

La resistencia o también llamadas fuerzas transmitidas a través de los aditamentos usados en ortodoncia, principalmente de los arcos de ortodoncia, son factor importante para estimular los tejidos del periodonto y dar lugar a los intercambios biológicos de reabsorción-aposición como resultado al movimiento dental.(27) Los alambres en ortodoncia en general tienen cualidades de elasticidad permitiendo así propiedades de almacenar energía y a su vez liberarlas, traduciendo esto en, transmisión de fuerzas activas.(22,28)

Por esta razón, la importancia de la selección transversal y la aleación conveniente del ortodoncista para realizar los movimientos dentales al controlar las magnitudes de fuerza (23)



Gurgel et al. Corrobora esta selección en presencia de apiñamiento procurando evitar algún tipo de daño a tejidos periodontales como óseos.(29)

Vinculado a esto, cualquier material sólido está compuesto por un conglomerado de moléculas compactas, distribuidas con una estructura estrecha y muy cohesiva. Asimismo, los arcos están conformados de estas moléculas con fuerzas cohesivas muy altas.(30)

De este modo, para comprender el comportamiento de los alambres elásticos, se contemplan 3 propiedades que se describen brevemente:

- Resistencia: Capacidad o máxima carga que soporta un material antes de romperse o experimentar una deformación plástica.
- Rigidez: Resistencia de un alambre a deformarse, es decir, cantidad de fuerza que se necesita por distancia para sufrir una deformación.
- Rango de trabajo: Cantidad de deformación elástica que puede sufrir un alambre sin exceder sus límites y provocar una deformación plástica.(23)

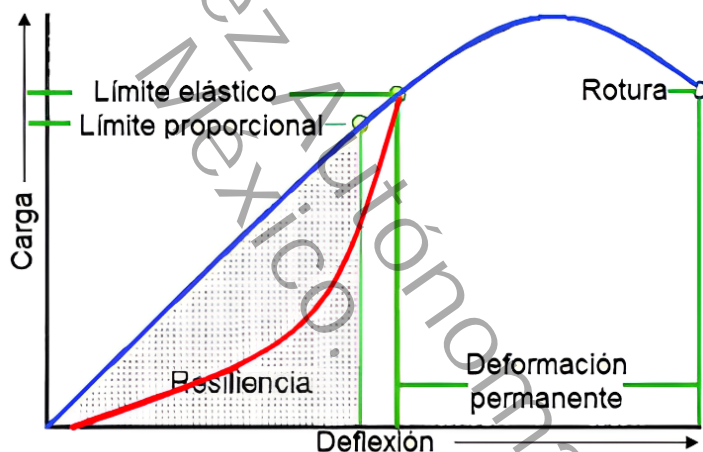
2.3. Carga-deflexión en los arcos de ortodoncia.

Al planificar un tratamiento ortodóncico en su mecanoterapia a emplear, es crucial tener a consideración la selección de los materiales. Al respecto, los arcos como principales, deben cumplir con un sistema de fuerzas que mantengan una fuerza constante pero leve; es decir, que no sean intensas ni cambien drásticamente con el tiempo. Por otra parte, es fundamental que las fuerzas ligeras no disminuyan rápidamente, ya sea debido a la pérdida de elasticidad del material o desplazamiento del diente que provoque cambios significativos en las fuerzas aplicadas. En efecto, los arcos Níquel Titanio super elásticos mantienen una meseta o curva constante durante la activación y desactivación durante la carga-deflexión, de manera similar los fabricantes buscan establecer las propiedades de los arcos con activación a la

temperatura corporal y una carga de fuerza compatible lo más continuo posible, favoreciendo a los cambios biológicos que resulta en movimiento dental.(21,31)

Lo anteriormente expuesto, para su estudio se usan cuatro tipos ensayos de laboratorio (tensión, deflexión, flexión y torsión) como método para conocer las propiedades mecánicas de los alambres de ortodoncia. Por otro lado, aunque no se realizan en un ensayo clínico real nos brindan información de comparaciones entre mismas composiciones o aleaciones distintas. Finalmente, para evaluar estos ensayos de laboratorio se obtendrán mediante curvas de carga-deflexión que se obtienen por lecturas producidas por una máquina universal de medición.(23,32)

Figura 2. Esquema curva carga-deflexión utilizada en el estudio del comportamiento de los arcos



Fuente: Uribe Restrepo GA. Ortodoncia Teoría y clínica. 2nd ed. 2010.

En el esquema representado en la (Figura 8), se puede apreciar la curva carga-deflexión de un material elástico, de tal manera que en los arcos de ortodoncia superelásticos presentan una fuerza o carga que generalmente se mide en Newton, siendo un vector con dirección y magnitud, además de un punto de aplicación que al momento de actuar sobre un cuerpo comienza a deflexionarse pudiendo sufrir deformaciones elásticas como permanentes.(33)



Seguidamente, la característica única de un material superelástico como es el NiTi, se encuentra en su comportamiento y dentro de la fuerza empleada por un arco de ortodoncia hay 2 tipos:

- Fuerza de carga o activación: Aquella fuerza necesaria para llevar el arco al slot del bracket o tubo. (Representada en color azul)
- Fuerza de descarga o desactivación: Es la fuerza que el arco entrega al componente biológico de los dientes para su movimiento. Por otra parte, la curva de descarga será distinta a su carga. (Representada en color rojo)(34)

Por consiguiente, el arco expresa su memoria de forma y sus propiedades al descargar las fuerzas, difieren de cuando se carga o activamos, es decir, no hay un estado reversible completo del arco y por ende las fuerzas que se transmitirían a los dientes sufren una pérdida de energía (histéresis). En resumen, la fuerza que proporciona no es igual a la fuerza aplicada durante su activación.(21,34)

Además, hay otras características en el comportamiento de los materiales elásticos, tales como:

2.3.1. Límite proporcional.

Gráficamente se representa como la línea diagonal de la curva, si se excede la fuerza a partir del límite se presentarán deformaciones permanentes en el alambre ya que no será proporcional la relación de carga-deflexión, además se presentaran mayores deformaciones con menores cargas.

2.3.2. Límite elástico

Se representa como el punto final de retorno elástico, si se retira la carga ejercida en este punto al arco sufre una deformación elástica y este regresa a su forma inicial conservando su memoria de forma, en ocasiones coincide con el límite proporcional. Esta característica es básica en un arco ideal, de manera que al tener un rango de



trabajo amplio con gran elasticidad las fuerzas ligeras que propiciamos para el movimiento dental serán constantes y eficientes, además, la deflexión o deformación que sufre un cuerpo mediante una carga es proporcional a la misma magnitud sin exceder el límite elástico, pero esta proporción no se encuentra en todos los casos y en todas direcciones, es por ello, existen otros factores que dentro de la gráfica de relación carga-deflexión al producirse una deformación intervienen en su comportamiento. (21,31)

2.3.3. Deformación plástica:

En este punto, el material pierde sus propiedades de elasticidad y no regresa a su forma inicial completamente debido que sufre deformaciones permanentes al exceder su límite elástico y proporcional. (23)

2.3.4. Rotura

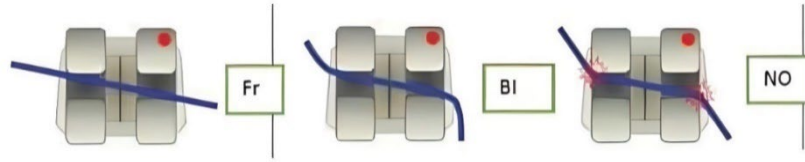
Al exceder el rango de trabajo de un arco (fuera de su límite elástico), la resistencia del material se ve comprometida y se fractura. Se ha excedido su módulo de elasticidad, límite de elasticidad, ha presentado deformación plástica y por lo tanto no resiste más la carga y se rompe. (21,26)

2.4. Resistencia al deslizamiento.

Es importante mencionar ciertos incidentes que pueden llegar a ocurrir en el procedimiento y tratamiento en ortodoncia como lo es el Binding (BI), el cual, es creado cuando el diente se encuentra angulado o cuando el alambre se flexiona, generando un contacto entre el arco usado y las esquinas del slot del bracket; el Notching (NO), este produce una deformación plástica en el alambre una vez que ya ha hecho contacto con las esquinas de la ranura del bracket, y excede la deformación elástica convirtiéndose en una deformación permanente, con lo cual se dificulta el deslizamiento. (35)



Figura 3. Ilustración de un arco sometido a una resistencia dentro del slot de un bracket: Fricción (FR), Binding (BI), Notching (NO)



Fuente: Carvajal Aura y Cols. Cierre de espacios en tratamientos ortodónticos con fricción: Revisión Bibliográfica.

2.5. Sección transversal más usados en arcos con slot 0.022x0.028” de ortodoncia.

2.5.1. Arcos redondos trenzados.

Estos arcos de acero inoxidable se encuentran formados por fibras de calibres ligeros entrelazados dando características de baja rigidez, pero con amplitud de trabajo aceptable usados en la primera fase para alinear y nivelar.

Figura 4. Estructura de un arco redondo trenzado



Fuente: Padillaorthodontal.com

2.5.2. Arcos rectangulares trenzados.

La forma transversal de estos arcos tienen una gran capacidad de recuperación de memoria de forma siendo útil en la fase final del tratamiento. Por esta razón, son usados principalmente para asentar la oclusión sin perder la posición de las raíces obtenida con las secuencias de arcos usadas anteriormente.

Figura 5. Estructura de un arco rectangular trenzado



Fuente: Padillaorthodontal.com



2.5.3. Arcos redondos compactos.

Estos arcos se elaboran de una sola fibra completamente redonda que le ofrece características importantes de una alta rigidez como menor amplitud de trabajo, encontrado en aleaciones como: acero inoxidable, beta-titanio y níquel-titanio. Dentro de sus usos y ventajas: Se implementan en fases de alineación y nivelación, para cerrar diastemas como arcos base, retracción de caninos cuando hay correcta alineación. Pero se encuentran contraindicados en mecánicas con fricción en masa o bloque, ya que ofrecen poco control y poco rígidos no recomendados para cerrar espacios de extracciones con cadenas elásticas.

Figura 6. Estructura de los arcos redondos compactos.



Fuente: OrtoTek Punto Dental. G&H Orthodontics. 2023

2.5.4. Arcos cuadrados compactos.

Dichos arcos poseen las mismas características que los arcos redondos, lo cuales, están formados por una fibra única maciza en su sección transversal. También se recomienda su uso para fases iniciales de alineación en calibres 0.014x0.014" o 0.016x0.016" NiTi; como retracción de caninos en mecánicas con fricción en acero inoxidable.(21,23)

Figura 7. Estructura de arcos cuadrados compactos.



Fuente: OrtoTek Punto Dental. G&H Orthodontics. 2023



2.5.5 Arcos rectangulares compactos.

La característica principal de estos arcos consiste en su sección transversal, la cual, les otorga una alta rigidez, son elaborados en acero inoxidable, beta-titanio y NiTi. Los calibres más usados son el 0.016x0.022, 0.017x0.025, 0.018x0.025, 0.019x0.025, 0.021x0.026, 0.022x0.028. Podemos hacer uso para cierre de espacios debido a su excelente control y rigidez en acero inoxidable.(21,23)

Figura 8. Estructura de arcos rectangulares compactos



Fuente: Uribe Restrepo GA. Ortodoncia Teoría y clínica. 2nd ed. 2010.

2.5.6. Arcos con dimensiones especiales.

Las casas comerciales de ortodoncia se han dedicado a elaborar técnicas particulares manejando su propia secuencia de arcos que no se incluyen tradicionalmente en las comunes, mayormente se emplean para los sistemas de autoligados pasivos con secciones de dimensiones especiales: el 0.014x0.025", 0.013x0.025" y el 0.016x0.025" además de lo que se usan tradicionalmente. Por último, el arco 0.014x0.025" es un arco de transición que es muy poco implementado en la secuencia del tratamiento ortodóncico pero que a su vez de gran utilidad al ofrecernos una alineación como nivelación mientras sus dimensiones un adecuado control sin necesidad de llegar a arcos pesados.(1,23)

Figura 9. Estructura de arcos con dimensiones especiales



Fuente: Uribe Restrepo GA. Ortodoncia Teoría y clínica. 2nd ed. 2010.



3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Dentro de los aditamentos utilizados por el ortodoncista para corregir las maloclusiones encontramos a los arcos como principales, los cuales, permiten la alineación y nivelación de las arcadas dentarias con la finalidad de conseguir estabilidad, estética y adecuada oclusión funcional. Los arcos presentan ciertas propiedades que no deben ser excedidas para que se mantengan activos en la entrega de las fuerzas al diente, entre las más importantes, el límite elástico. Además, pueden adquirir dos tipos de deformaciones, la primera que es la ideal por su memoria de forma, en la cual mientras no excedamos su límite este regresará a su forma original y, la plástica, donde el material ya presenta distorsiones permanentes ocasionando que el paciente acuda con roturas del arco o inactivación de la mecánica aplicada.

Por ello, los arcos NiTi se consideran de primera elección por tener un rango de elasticidad eficiente en su etapa de alineación y nivelación. También con la intención de mejorar las propiedades de los metales se ha incorporado al NiTi el cobre que brinda mejores propiedades termoelásticas para controlar su resistencia a la deflexión. En base a lo anterior, no hay un arco ideal para todas las etapas del tratamiento ortodóncico con aparatología fija. Consecuentemente, para realizar una mejor elección entre los alambres de ortodoncia disponibles, es esencial conocer la magnitud de la resistencia por dichos materiales y su comportamiento en relación con el aumento gradual de la deflexión del alambre y su resistencia. Por lo tanto:

¿Qué diferencias encontramos al comparar la resistencia carga-deflexión en arcos rectangulares CuNiTi de ortodoncia in vitro?



4. HIPÓTESIS:

H0 : No existen diferencias al comparar la resistencia carga-deflexión en los arcos rectangulares 0.014x0.025 CuNiTi de distintas marcas comerciales

H1 : Existen diferencias al comparar la resistencia carga-deflexión en los arcos rectangulares 0.014x0.025 CuNiTi de distintas marcas comerciales

Universidad Juárez Autónoma de Tabasco.
México.



5. JUSTIFICACIÓN

En el tratamiento de ortodoncia es importante el uso de arcos para resolver las maloclusiones de manera satisfactoria; es aquí donde el profesional se enfrenta a un reto en la elección de las marcas que ofrece el mercado dental, debido a que buscamos un arco ideal que mantenga los tratamientos activos el mayor tiempo posible manteniendo fuerzas constantes y leves pero que no decaigan. Si bien es cierto, aunque tengamos conocimientos de las características de los arcos CuNiTi, los cuales ofrecen superelasticidad y termoactivación, es arriesgado suponer sin datos de laboratorio que los arcos que consideramos como superelásticos lo sean realmente. Por lo tanto, al adquirir o seleccionar un arco para tratamientos ortodóncicos, es fundamental basarnos en su comportamiento en un entorno controlado y no en testimonios de profesionales clínicos.

Por lo tanto, en esta investigación se realizó una comparación de aleaciones CuNiTi de 0.014 x 0.025" de distintas marcas comerciales, ya que son arcos de transición que se incorporan muy poco en la secuencia de arcos pero que son de gran ayuda en el momento de cambiar de una fase a otra. Además, otra de las razones por las cuales se estudió este arco (0.014 x 0.025") es la falta de investigación en este calibre.



6. OBJETIVOS

Objetivo general

Comparar la resistencia a la carga-deflexión en arcos rectangulares CuNiTi de ortodoncia de manera in vitro.

Objetivos específicos

- **Determinar** la fuerza por milímetros de deflexión en Newton al activar los arcos CuNiTi 0.014x0.025" Damon de ORMCO, Tanzo de American Orthodontics (AO), H4 Pitts de OC Orthodontics y Universales de TD Orthodontics sometidos a una prueba de flexión.
- **Identificar** el límite elástico en un ensayo de 3 puntos de los arcos CuNiTi 0.014x0.025" ORMCO, AO, OC Orthodontics y TD Orthodontics con la máquina universal de ensayos Instron.
- **Evaluar** la fuerza máxima de Newton en arcos CuNiTi 0.014x0.025" Damon de ORMCO, Tanzo de (AO), OC Orthodontics y TD Orthodontics hasta su ruptura.



7. MATERIALES Y MÉTODOS

7.1 Tipo de estudio:

El presente estudio fue in vitro de forma experimental, transversal y cuantitativo.

7.2 Universo, muestra y tipo de muestreo:

Por causa a que nuestro universo se considera infinito, para llevar a cabo la prueba de flexión siguiendo las pautas establecidas en la norma ISO 15841:2014 para el uso de alambres en ortodoncia(36) Se utilizaron 80 segmentos de arcos 0.014x0.025" CuNiTi, donde la norma especifica la cantidad de arcos para realizar los ensayos de laboratorio estableciendo una cantidad mínima de 6 especímenes de 30mm de los extremos más rectos de los arcos; para enriquecimiento y minimizar las posibilidades de cualquier error técnico de esta investigación se decidió aumentar la muestra a 20 segmentos por grupo con un tipo de muestreo no probabilístico por conveniencia tomando en cuenta los criterios de inclusión y exclusión.

7.2.1 Criterios de inclusión:

1. Arcos ortodónticos calibre 0.014x0.025" CuNiTi
2. Arcos en envoltorios o caja sellada,
3. Arcos de las marcas TD Orthodontics, American Orthodontics, OC Orthodontics y ORMCO
4. Arcos termoactivos de 27°, 35° y 40°

7.2.2 Criterios de exclusión:

1. Arcos usados o deformados
2. Imperfecciones en su superficie
3. Arcos de distinta aleación
4. Arcos con otros calibres



7.3.1 Procedimiento para capturar la información y análisis de datos

Se solicitó la colaboración de las instalaciones del laboratorio de biomateriales dentales de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla (Anexo 13.2) bajo la supervisión y apoyo de la Dra. Abigail Flores Ledesma se hicieron las pruebas piloto en la máquina de ensayos universales Instron 4465 basados en artículos anteriores, en los cuales no pudimos realizar la metodología empleada debido a un deslizamiento casi total del arco sobre la ranura del bracket; a pesar de realizar técnicas para su contención, no se obtuvo el resultado esperado para los requisitos de esta investigación. Es por ello, que la supervisora planteó elaborar los aditamentos propios para este estudio, se modificaron algunos valores de la norma ISO 15841:2014⁽³¹⁾ ya que previamente se hicieron pruebas piloto para evitar algún error durante los ensayos reales.

Se realizó un vástago modificado con un esparrago de acero con punta roma y cóncavo para que el arco no se deslizará durante la prueba de ensayo, soportara la fuerza y no se deflexionara (Ver anexo 13.3-a). Ahora bien, para realizar el ensayo de flexión en 3 puntos se construyó un aditamento haciendo uso de 2 prensas tipo "C" de 1" con una separación a 10mm entre ambas bases de sujeción, se usó un nivel marca TRUPER para mantener paralelismo y se fijaron en un molde redondo con base de acrílico color A3 (Opti-Cryl® Autopolimerizable) para evitar sesgos durante el ensayo (Ver anexo 13.3-c).

Se ordenaron cada uno de los grupos de estudio: G1 (Arcos CuNiTi Universal 0.014x0.025" TD Orthodontics), G2 (Arcos Tanzo™ MID Low 0.014x0.025" American Orthodontics), G3 (Arcos H4 Pitts Broad TA 0.014x0.025" OC) y G4 (Arcos Damon Copper Ni-Ti® 0.014x0.025" Ormco) y se procedió a cortar los segmentos de los arcos a 40mm de longitud en sus extremos rectos y marcados al centro haciendo un total de 80 muestras divididos en 20 elementos por grupo para cada arco, cada segmento fue colocado sobre la ménsula de la prensa con trazos para que todos siguieran el mismo patrón de colocación, una vez fijado el arco se programa la máquina universal a



2mm/min para iniciar el ensayo de flexión a 3 puntos hasta que se rompiera el arco; con una temperatura controlada de $36\pm 1^{\circ}\text{C}$ mediante un foco térmico Infrarrojo de 75w posicionado a una distancia que mantuviera estable la temperatura siendo regulado por un termómetro digital fijo (Ver anexo 1-b y d).

Posteriormente, haciendo uso del software Bluehill 2 se programó para realizar la prueba de ensayo a flexión a 2mm/min de velocidad, con una celda de carga de 50N, donde la prueba finalizó hasta que el arco se rompiera.

Una vez realizado la recolección de datos, estos fueron vaciados en el programa (IBM SPSS Statistics para Windows, versión 25. Armonk, Nueva York: IBM Corp) en el cual se analizaron las variables estudiadas en la investigación.



8. RESULTADOS:

Como resultado, en la prueba de ensayo realizada hasta la rotura de los arcos CuNiTi 0.014x0.025” se realizaron pruebas estadísticas para la obtención de medias y de comparación entre grupos a través de ANOVA (Análisis de la varianza). A continuación, se presentan las medias obtenidas por variables de estudio:

Tabla 1. Fuerza de activación por milímetros de deflexión en Newton (Promedio y DS)

Grupo	Marca	.5mm	1mm	2mm	3mm
G1	Universal (TD Orthodontics)	3.92 ± 0.78	8.23 ± 1.79	22.49 ± 3.62	45.15 ± 2.45
G2	Tanzo(AmericanOrthodontics)	4.39 ± 1.64	8.66 ± 2.01	27.13 ± 4.91	49.00 ± 1.57
G3	H4 Pitts (OC orthodontics)	5.45 ± 1.98	11.01 ± 2.60	39.92 ± 7.43	65.99 ± 6.48
G4	Damon (Ormco)	4.95 ± 1.95	9.27 ± 3.06	29.75 ± 8.04	51.75 ± 3.72

Fuente: Elaborado en IBM SPSS Statistics Versión 25

Como se observa en la tabla 1 la media de los valores de fuerza de activación por milímetros de deflexión en Newton a 0.5mm en el G1 fue de 3.92 ± 0.78 N (siendo el valor de fuerza más bajo), en el G2 de 4.39 ± 1.64 N, mientras en G3 fue 5.45 ± 1.98 N (siendo el valor de fuerza más alto) y para el G4 de 4.95 ± 1.95 N. Se aplicó una prueba ANOVA con una $p \ll 0.05$ (Anexo 13.4.4), donde se demostró que existen diferencia estadísticamente significativas entre los grupos, es decir, con una probabilidad de error menor al 5% podemos afirmar mediante la prueba post hoc de Bonferroni que hay diferencias muy significantes en los Newton de fuerzas solo en G1 y G3 ($P < 0.029$).

También, en deflexiones de activación a 1mm en G1 se obtuvo una media de 8.23 ± 1.79 N (siendo el valor de fuerza más bajo), respecto al G2 de 8.66 ± 2.01 N, en G3 de 11.01 ± 2.60 N (siendo el valor de fuerza más alto) y en G4 de 9.27 ± 3.06 N. Con la prueba ANOVA con una $p \ll 0.05$ (Anexo 13.4.4), se demostró que existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos, es decir, con una



($P < 0.003$) se afirma mediante la prueba post hoc de Bonferroni que hay diferencias muy significantes en los Newton de fuerzas en G1 y G3, además de G2 y G3 con una ($p < 0.018$).

Como producto en deflexiones de activación a 2mm en G1 una media de 22.49 ± 3.62 N (siendo el valor de fuerza más bajo), para G2 de 27.13 ± 4.91 N, en G3 se aprecia una media de 39.92 ± 7.43 N (siendo el valor de fuerza más alto) y para G4 de 29.75 ± 8.04 N. Por medio del ANOVA con una $p < 0.05$ se aprecia diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de estudio, después de realizar la prueba de Bonferroni se encontró valores significativos entre G1 y G3 ($p < 0.000$), G1 y G4 ($p < 0.003$), G2 y G3 ($p < 0.000$), G3 y G4 ($p < 0.000$)

Del mismo modo, en deflexiones de activación a 3mm en G1 se aprecia una media de 45.15 ± 2.45 N (siendo el valor de fuerza más bajo), respecto al G2 de 49.00 ± 1.57 N, en G3 se aprecia una media de 65.99 ± 6.48 N (siendo el valor de fuerza más alto) y G4 se aprecia una media de 51.75 ± 3.72 N. Se aplicó un ANOVA con una prueba de Bonferroni $p < 0.05$, donde fue muy marcada la significancia para todos los arcos, exceptuando con un $p > 0.05$ para G1 y G4.

Tabla 2. Límite elástico por grupos (Promedio y DS)

Grupo	Marca	(MPa)	DS (\pm)	Mm
G1	Universal (TD Orthodontics)	24,605.04	14,754.60	6.26
G2	Tanzo (American Orthodontics)	31,697.80	12,099.91	6.33
G3	H4 Pitts (OC orthodontics)	38,665.17	8,803.75	6.34
G4	Damon (Ormco)	26,734.95	10,803.42	7.06

Fuente: Elaborado en IBM SPSS Statistics Versión 25

En la tabla 2 se muestra el límite elástico que presentan los grupos de arcos CuNiTi, siendo representados en MPa por unidad de área; en el G1 se registró ($24,605.05 \pm 14,754.60$ MPa) a 6.26mm de deflexión, en G2 con una media de



(31,697.80 ± 12,099.91 MPa) con 6.33mm de deflexión, en cuanto al G3 (38,665.17 ± 8803.75 MPa). con una deflexión a 6.34mm y en el G4 se obtuvo (26,734.95 ± 10,803.42 MPa) a una distancia de 7.06mm. Se realizó un ANOVA teniendo como resultado una $p < 0.05$ (Anexo 13.4.5); este resultado tuvo como efecto hacer una prueba post hoc de Bonferroni obteniendo diferencias significativas con una $p < < 0.012$ entre los arcos del G3 y G4; mientras que en G3 y G1 una $p = < < 0.002$

Tabla 3. Fuerza máxima en (N) soportada a la rotura (Promedio y DS)

Grupo	Marca	(N)	DS (±)	Mm
G1	Universal (TD Orthodontics)	283.24	12.86	6.27
G2	Tanzo (American Orthodontics)	292.97	8.78	6.35
G3	H4 Pitts (OC orthodontics)	320.62	13.64	6.35
G4	Damon (Ormco)	248.04	54.03	7.08

Fuente: Elaborado en IBM SPSS Statistics Versión 25

En la tabla 3 se puede apreciar las medias que soportaron los arcos hasta romperse, en el G1(283.23 ± 12.86 N) con una extensión de ruptura de 6.27mm , G2 (292.96 ± 8.78 N) y G3 (320.62 ± 13.64 N) ambos grupos se fracturaron a 6.35mm, en G4 (248.04 ± 54.03 N) con una extensión de 7.08mm siendo el arco que tuvo mayor distancia de deflexión durante la prueba. De igual manera se planteó un ANOVA para comparar las medias obteniendo una $p < < 0.05$ (Anexo 13.4.6), por lo que fue necesario hacer una prueba de Bonferroni, pudiendo apreciar en casi todos los grupos comparados hubo diferencias estadísticamente muy significativas $p = < < 0.05$, a excepción de los arcos American Orthodontics y TD Orthodontics que no presentaron diferencias estadísticamente significativas con una $p = > 0.05$



9. DISCUSIÓN:

La importancia de la resistencia de los materiales usados en la práctica ortodóncica, y de los resultados encontrados, es de interés al momento de elegir el arco apropiado para el caso en particular.

Para estandarizar este estudio, se elaboró un aditamento a diferencia de otros autores para una homogeneidad en nuestros resultados, con la finalidad de no tener desplazamientos indeseados durante los ensayos que fueron evidentes durante las pruebas pilotos que se tomaron de referencia en otras metodologías.

Se evaluó la carga-deflexión de 4 arcos de ortodoncia, se observó que las propiedades estudiadas fueron variables en cada grupo de arcos. En este estudio se encontró que para deflexionar 2 mm del arco se requieren 39.92 ± 7.43 N de fuerza, estos resultados son distintos a los encontrados por Yadav et al.(6) en donde su carga de medias máximas en arcos de NiTi para deflexionar la misma distancia requerían 304.60 ± 38.15 gf, lo que corresponde a 2.98 N; pudiendo deberse al método de sujeción implementado del arco y a la distancia interbracket. Otros autores, como Vásquez et al. (10) mostraron también diferencias en todos los arcos probados, sin embargo, las fuerzas para deflexionar 3mm fueron 17.31 ± 1.08 y 25.66 ± 1.99 N en arco NiTi y NiTi SE respectivamente; en el arco de acero inoxidable se obtuvieron resultados muy similares a los descritos en esta investigación de 43.84 ± 1.62 N, posiblemente al uso de bracket autoligado activo (Dentsply Sirona In Ovation® R), el método de regulación de temperatura mediante una caja de papel aluminio que lo pudiera concentrar y el almacenamiento en incubadora pudiendo modificar sus propiedades mecánicas. En otro estudio, Vite et al. (11) también se encontraron fuerzas muy bajas (6.40 ± 0.23 N) en arcos CuNiTi para deflexionar 3 mm a pesar de haber estudiado arcos de mayor calibre, es de pensar sus diferencias como posible respuesta de las mismas variables ya mencionadas.

La elasticidad de un arco debe ser lo suficientemente alta para poder resolver apiñamientos y alcanzar deflexiones óptimas, en este estudio el arco que tuvo mayor valor elástico fue de 38.66 ± 8.8 GPa con un recorrido elástico de 6.34 mm;



sin embargo, el arco Damon demostró en la prueba tener mayor valor de elasticidad al deflexionarse con una mayor longitud a 7.06 mm pero con una menor carga 26.73 ± 10.80 GPa; no obstante, hay diferencia en un estudio realizado por Shamaa y Ghorab(5) los valores obtenidos fueron 251.00 ± 4.44 GPa en 3mm de deflexión; en contraparte, nuestro estudio se realizó hasta la rotura completa del arco lo cual puede ser una variable que modificará los valores, así como la forma y grosor del arco. Por otro lado, no se han encontrado estudios que reporten como tal el límite elástico en otras marcas comerciales y calibres, considerando que es una propiedad importante en ortodoncia para que las fuerzas no disminuyan sino que se mantengan activa durante el tratamiento de ortodoncia indispensable para el movimiento dental.

Salgado y Almanza, al realizar pruebas de dureza en arcos CuNiTi 0.018x0.025" reportaron valores de resistencia a la tracción de 109 Kg equivalente a 1068.92 N, en nuestro estudio obtuvimos valores inferiores que soportaron los arcos hasta romperse de 320.62 ± 13.64 N; sin embargo, la diferencia de dureza entre ambos estudios es posible a las diferentes pruebas de ensayo y estudio.

Por otra parte, la fuerza de los arcos puede verse afectada por la distancia interbracket, aleación y el tiempo de activación, se determinó que al existir una mayor distancia interbracket sería inversamente proporcional a la carga aplicada(12). Asimismo, otros autores han cuestionado que la prueba de flexión a 3 puntos del arco debería ser fija para simular la situación clínica, tal como se realizó en nuestro estudio; dándonos valores mayores de fuerza que con los métodos descritos en otras literaturas (13,14). Es por ello, en propiedades generales se sugiere seguir investigando las aleaciones CuNiTi ya que los estudios que se han encontrado respecto a las diversas marcas son escasos.



10. CONCLUSIONES:

En la presente investigación se pudo comprobar la hipótesis planteada, es decir, entre los grupos de arcos estudiados 0.014x0.025" CuNiTi existieron diferencias estadísticamente significativas.

Para las distintas variables tomadas a consideración, se encontró:

- En la prueba de ensayo para determinar la fuerza de activación de los arcos, se observó fuerzas progresivas al aumentar la deflexión; siendo más representativo en los arcos H4 Pitts, seguidos de los Damon, American y TD Orthodontics.
- En su límite elástico, el arco Damon demostró tener mayor valores de elasticidad al deflexionarse más con una menor carga; seguido de H4 Pitts, AO y TD Orthodontics.
- En su esfuerzo máximo a la ruptura, el arco H4 Pitts soportó mayor carga que AO, continuado por TD Orthodontics.

Podemos concluir que el arco del G3 de manera general obtuvo las mejores propiedades de resistencia a la deflexión entre los grupos de estudio; sin embargo, debe ser seleccionado en casos en particular que no ameriten deflexiones altas por las fuerzas que alcanza inversamente. El G4 obtuvo mejor respuesta de superelasticidad sin necesidad de ejercer mayor fuerza, por lo que lo hace un arco seguro para deflexiones mayores y a la resistencia a la rotura.



11. PERSPECTIVAS:

En esta investigación se debe tomar a consideración el estricto estudio de los arcos de ortodoncia sin evaluar las condiciones de deslizamiento y el medio acuoso al que se encuentran sometidos los arcos durante las mecánicas intraorales, también, los valores de fuerza en la relación arco-bracket donde las fuerzas de ortodoncia primero deben superar la fricción mientras que la fuerza restante promueve la remodelación para el movimiento dentario.

Se debe tomar a consideración que puede existir otros factores que modifiquen la resistencia de los arcos como puede ser el binding, notching, la masticación, además de evaluar los cambios de transformación de temperatura de los arcos pudiendo afectar su resistencia.

Este estudio se realizó mediante una prueba de ensayo por flexión a 3 puntos, se sugiere continuar analizando el comportamiento de los arcos en pruebas cíclicas para simular la resistencia que puede someterse en la masticación y en un medio húmedo que pueda comprometer la resistencia de los arcos usados.



12. LITERATURA CIENTÍFICA CITADA:

1. Segovia Daniel. Archwire sequence for alignment and leveling. *Ortodoncia* [Internet]. 2020 [cited 2023 Jun 2];84. Available from: <https://docs.bvsalud.org/biblioref/2021/10/1292475/ortodoncia-2020-2021-84-168-169-50-5.pdf>
2. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum Force Magnitude for Orthodontic Tooth Movement: A Systematic Literature Review. *Angle Orthodontist* [Internet]. 2003;73(1):86. Available from: <http://meridian.allenpress.com/angle-orthodontist/article-pdf/73/1/86/1374366/0003-3219>
3. Brantley WA. Evolution, clinical applications, and prospects of nickel-titanium alloys for orthodontic purposes. *J World Fed Orthod*. 2020 Oct;9(3):S19–26.
4. Tikku T, Khanna R, Agarwal A, Srivastava K, Shekhar S, Shukla I. Load-deflection characteristics of coated and noncoated nickel-titanium wires in self-ligating brackets using a modified bending test: An in vitro study [Internet]. Vol. 1, *Dental Research Journal*. 2019. Available from: www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/journals/1480
5. Phermsang-ngarm P, Charoemratrote C. Comparison of the load-deflection characteristics of 0.012" heat-activated, superelastic and bent superelastic nickel titanium wires. *Orthodontic Waves*. 2018 Sep 1;77(3):169–75.
6. Yadav A, Jayaprakash PK, Singh R, Dawer M, Modi P, Sehdev B, et al. Impact of recycling on the mechanical properties of nickel-titanium alloy wires and the efficacy of their reuse after cold sterilization. *J Orthod Sci*. 2020;9(10).
7. Francisconi MF, Janson G, Henriques JFC, Freitas KMS, Francisconi PAS. Evaluation of the force generated by gradual deflection of 0.016-inch NiTi and stainless steel orthodontic wires in self-ligating metallic and esthetic brackets. *J Clin Exp Dent*. 2019 May 1;11(5):e464–9.
8. Copelovici N, Tran ML, Lefebvre F, Laheurte P, Wagner D. Super-elasticity in vitro assessment of CuNiTi wires according to their Austenite finish temperature and the imposed displacement. *Angle Orthodontist*. 2022 May 1;93(2):388–95.
9. Sapata VM, Sapata DM, Gurgel JA, Neto AM, Ramos AL. DSC analysis and evaluation of forces released on deactivation of 0.40-mm (0.016") orthodontic thermo-activated NiTi wires: An in vitro study. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2020 Mar 18;14(1):12–8.
10. Maltagliati L, Fagundes I, Valdés B, Silva H, Patel M, Scocate A, et al. Análisis de flexión en alambres de níquel-titanio con y sin propiedades de transformación térmica [Internet]. Vol. 84, *Ortodoncia*. 2020 [cited 2023 Jun 2]. Available from: https://docs.bvsalud.org/biblioref/2021/02/1147554/ortodoncia_2020_84_167_2_0-4.pdf
11. Shamaa M, Ghorab S. EFFECT OF THERMOCYCLING ON SURFACE ROUGHNESS AND SPRINGBACK PROPERTIES OF DIFFERENT ORTHODONTIC ARCH WIRES: AN IN VITRO COMPARATIVE STUDY. *Orthodontics, Pediatric and Preventive Dentistry EGYPTIAN DENTAL JOURNAL*



- [Internet]. 2019;65(3). Available from: www.eda-egypt.org
12. Matias M, de Freitas MR, de Freitas KMS, Janson G, Higa RH, Francisconi MF. Comparison of deflection forces of esthetic archwires combined with ceramic brackets. *Journal of Applied Oral Science*. 2018;26.
 13. Higa RH, Henriques JFC, Janson G, Matias M, de Freitas KMS, Henriques FP, et al. Force level of small diameter nickel-titanium orthodontic wires ligated with different methods. *Prog Orthod*. 2017 Dec 1;18(1).
 14. Vite N, Serrano G. RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE ARCOS 0.019" X 0.025" NÍQUEL-TITANIO EN BRACKETS DE AUTOLIGADO CCO. 2021.
 15. Vásquez CE, Serrano G del S. ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE LOS ARCOS NITI TEFLÓN, NITI SUPER ELÁSTICO Y ACERO INOXIDABLE RECTANGULARES DE .017X.025. ESTUDIO IN VITRO. [Querétaro]: Universidad Autónoma de Querétaro; 2022.
 16. Eggeler G, Hornbogen E, Yawny A, Heckmann A, Wagner M. Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. *Materials Science and Engineering: A*. 2004 Jul;378(1–2):24–33.
 17. Hernández GS, Espínola GS, Gayosso CÁ, Furuki HK. Estudio comparativo de resistencia a la fatiga de arcos de níquel-titanio de tres marcas. *Revista Mexicana de Ortodoncia*. 2014 Oct;2(4):253–6.
 18. Ohara AT. *Sentalloy The inside history of superelasticity*. NY: GAC; 2005.
 19. Rodrigues PF, Fernandes FMB, Magalhães R, Camacho E, Lopes A, Paula AS, et al. Thermo-mechanical characterization of NiTi orthodontic archwires with graded actuating forces. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020 Jul;107:103747.
 20. López Algo, Rodríguez Felipe. NITINOL, UN BIOMATERIAL CON MEMORIA DE FORMA [Internet]. 2011 [cited 2023 Jun 2]. Available from: http://olimpia.cuautitlan2.unam.mx/pagina_ingenieria/mecanica/mat/mat_mec/m6/Nitinol_un%20biomaterial.pdf
 21. Proffit W, Fields Jr H, Larson B, Sarver D. *Ortodoncia Contemporánea*. 6ta ed. España: Elsevier; 2019.
 22. Sandoval Vidal P, Lara A, Carolina ;, Hidalgo M, Gutiérrez Moraga P, Sandoval VP. Characterization of NiTiCu Wires for Orthodontic Use. A Case Report. Vol. 6, *Int. J. Odontostomat*. 2012.
 23. Restrepo U. *Ortodoncia Teoría y clínica*. 2da ed. Medellín: Corporación para investigaciones biológicas; 2010.
 24. Sachdeva R. Sure-Smile: technology-driven solution for orthodontics. *Tex Dent J*. 2002 Jul;119(7):608–15.
 25. Salgado N, Almanza V. COMPARACIÓN DE COMPOSICIÓN, RUGOSIDAD Y DUREZA EN ARCOS ORTODÓNCICOS DE COPPER NITTI CALIBRE 0.018 X 0.025 MARCA ORMCO Y TD [Internet]. Morelia; 2022 [cited 2023 Jul 8]. Available from: http://bibliotecavirtual.dgb.umich.mx:8083/xmlui/handle/DGB_UMICH/8394
 26. Zinelis S, Eliades T, Pandis N, Eliades G, Bourauel C. Why do nickel-titanium archwires fracture intraorally? Fractographic analysis and failure mechanism of in-vivo fractured wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial*



- Orthopedics. 2007 Jul;132(1):84–9.
27. Canut J. Ortodoncia Clínica. Barcelona: Salvat; 1992.
 28. Ohara AT. Clinical importance of austenitic final point in the selection of nickel-titanium alloys for application in orthodontic-use arches. *Revista Odontológica Mexicana*. 2016 Jul;20(3):e162–9.
 29. Gurgel J de A, Kerr S, Powers JM, LeCrone V. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001 Oct;120(4):378–82.
 30. Guiza R, Vargas L. CARACTERIZACIÓN METALOGRAFICA DE ALAMBRES TERMOACTIVADOS Ni-Ti DE MARCAS COMERCIALES PARA APLICACIONES ORTODONCICAS [Internet]. [Morelia]: Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo; 2006 [cited 2023 Jun 3]. Available from: http://bibliotecavirtual.dgb.umich.mx:8083/xmlui/bitstream/handle/DGB_UMICH/4455/F
- O-E-2006-0004.pdf?sequence=1&isAllowed=y
31. Castillo E, Zárate L, Cruz M, García G, García M, Hernández V. Análisis esfuerzo-deformación en arcos NiTi superelásticos(ensayo de pruebas de tracción). *Oral*. 2010;11(34):597–600.
 32. Pacheco A, Revelo G. Análisis diagrama esfuerzo-deformación en arcos de níquel- titanio (NiTi) superelásticos [Internet]. [Quito]: UNIVERSIDAD CENTRAL DEL ECUADOR; 2019 [cited 2023 Jun 3]. Available from: <http://www.dspace.uce.edu.ec/bitstream/25000/19742/1/T-UCE-0015-ODO-256.pdf>
 33. Kulshrestha R, Ashraf K, Tandom R, Kaur H, Mathur P. Biomechanics in orthodontics - A review (Part 1). *IP Indian Journal of Orthodontics and Dentofacial Research*. 2020 Dec 28;4(3):114–24.
 34. Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch. *Am J Orthod* [Internet]. 1974 Mar;65(3):270–89. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0002941674903327>
 35. Carvajal A, Portillo R, López D, Quirós J. Cierre de espacios en tratamientos ortodónticos con fricción: Revisión Bibliográfica. *Revista Latinoamericana de Ortodoncia y Odontopediatría* [Internet]. 2020 [cited 2023 Jun 3]; Available from: <https://www.ortodoncia.ws/publicaciones/2020/art-54/#>
 36. BSI Standards Limited. CEN. 2014 [cited 2023 Jun 3]. ISO 15841:2014 Dentistry — Wires for use in orthodontics. Available from: <https://www.iso.org/standard/62223.html>
 37. Muraviev SE, Ospanova GB, Shlyakhova MY. Estimation of force produced by nickel-titanium superelastic archwires at large deflections. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001;119(6):604–9.
 38. Lopez I, Goldberg J, Burstone CJ. Bending characteristics of nitinol wire. *Am J Orthod*. 1979 May;75(5).
 39. Mohlin B, Miiller H, Odman J, Thilander B. Examination of Chinese NiTi wire by a combined clinical and laboratory approach. *Eur J Orthod*. 1991;13:386–91.



Universidad Juárez Autónoma de Tabasco.
México.

13. ANEXOS



ANEXO 13.1 CUADRO DE VARIABLES

Tabla 1 Cuadro de variables

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	OPERACIONALIZACIÓN DE LA VARIABLE	TIPO DE VARIABLE	ESCALA DE MEDICIÓN
Arcos elásticos	Son elementos activos termoactivos que almacenan y liberan energía durante el tratamiento ortodóncico	Arcos 0.014x0.025 CuNiTi de las casas comerciales TD Orthodontics, AO, Damon, H4 Pitts con superelasticidad y memoria de forma con una sensibilidad de activación a 35°C.	Cualitativa	Mm de deflexión
Fuerza por deflexión	Fuerza por unidad de área, con dirección y magnitud, habrá una deformación o deflexión pudiendo ser elástica o plástica. (Restrepo, 2010)	Fuerza establecida por la máquina de ensayo universal a 3 milímetros de deflexión	Cuantitativa	Newton
Límite elástico	Capacidad de un alambre de tener memoria de forma sin exceder el límite.	Se ejercerá una carga en la máquina universal con ensayo de 3 puntos hasta la ruptura		MPa
Fuerza máxima a la rotura	Resistencia de un elemento al deformarse en una dirección perpendicular respecto a su eje longitudinal.	Se determinará por distancia por mm/min hasta romper el arco de ortodoncia		Newton

Fuente: Dennis Jair Loya Gallegos



ANEXO 13.2 AUTORIZACIÓN Y FORMATO DE RECOLECCIÓN DE DATOS



**UNIVERSIDAD JUÁREZ
AUTÓNOMA DE TABASCO**

ESTUDIO EN LA DUDA. ACCIÓN EN LA FE™



División
Académica
de Ciencias de
la Salud

Coordinación
de Investigación
y Posgrado



Of. 0746/CIP/DACS
14 de octubre de 2022

ASUNTO: Autorización de aplicación de instrumento de tesis

Dra. Laura Mónica López Pérez Franco
Responsable de la Terminal en Ortodoncia
de la Maestría en Estomatología de la BUAP
Presente

Estimada Dra. López Pérez Franco:

En virtud de las actividades de formación de profesionales que realiza esta División Académica de Ciencias de la Salud (DACs) de la Universidad Juárez Autónoma de Tabasco (UJAT) en los posgrados que imparte, me permito dirigirme a **Usted** para solicitar su valioso apoyo para que el **C.D. Dennis Jair Loya Gallegos**, estudiante de la Especialidad en Ortodoncia generación agosto 2021-Julio 2023, quien realiza el protocolo de investigación denominado: **"Comparar la Resistencia de la Carga-Deflexión según los gramos Fuerza en Arcos Rectangulares Cuniti de Ortodoncia: Un Estudio In Vitro"**, acceda a la comunidad con el objetivo de aplicar el instrumento de tesis.

Lo anterior derivado de la asignatura de Seminario de Investigación que se imparte en el tercer semestre de la Especialidad antes mencionada; protocolo de investigación que surgió de la experiencia de su ejercicio profesional como Licenciado y que, durante esta formación como Especialista, desean contribuir con los resultados y propuestas de mejora continua.

No omito manifestar, que el protocolo de investigación es parte del requisito de trabajo recepcional (tesis) para obtener el Grado Académico como Maestra en Gerontología Social Integral por lo que se ha apegado a las consideraciones éticas que rigen los diseños de estudios en seres humanos y a la guarda de la confidencialidad de los participantes y de la institución

Segura de contar con una respuesta positiva a mi solicitud, me despido de usted, enviado una cordial salud.

Atentamente

Laura
Dra. Mirián Carolina Martínez López
Directora



CCP. - Coordinadora de la Especialidad
CCP Archivo
MCE'XME/lkrd*

Miembro CUMEX desde 2008
Consortio de
Universidades
Mexicanas
UNA ALIANZA DE CALIDAD POR LA EDUCACIÓN SUPERIOR

Av. Gregorio Méndez Magaña, No. 2838-A, Col. Tamulté, C.P. 86150,
Villahermosa, Tabasco
Tel.: (993) 3581500 Ext. 6312
e-mail: cip.dacs@ujat.mx

www.dacs.ujat.mx

DIFUSION DACS

DIFUSION DACS OFICIAL

@DACSDIFUSION



**POSGRADO DE ORTODONCIA
INSTRUMENTO RECOLECCIÓN DE DATOS:**

INTRODUCCIÓN:

Se evaluaron 80 segmentos (40mm) de la parte más recta de los arcos de ortodoncia con aleación CuNiTi a una temperatura controlada de $36 \pm 1^\circ\text{C}$, para obtener la resistencia de los arcos a la carga deflexión, mediante el uso de la máquina universal Instron 4465 en ensayos por flexión de 3 puntos.

G1: TD Orthodontics, G2: American Orthodontics, G3: OC Orthodontics, G4: ORMCO

NEWTON DE FUERZA POR MM DE DEFLEXIÓN				
G_	5mm	1mm	2mm	3mm
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				
16				
17				
18				
19				
20				



Universidad Juárez Autónoma de Tabasco
División Académica de Ciencias de la Salud

REGISTRO DE LÍMITE ELÁSTICO Y MM DE DEFLEXIÓN								
# de arco	G1	mm	G2	mm	G3	mm	G4	mm
1								
2								
3								
4								
5								
6								
7								
8								
9								
10								
11								
12								
13								
14								
15								
16								
17								
18								
19								
20								

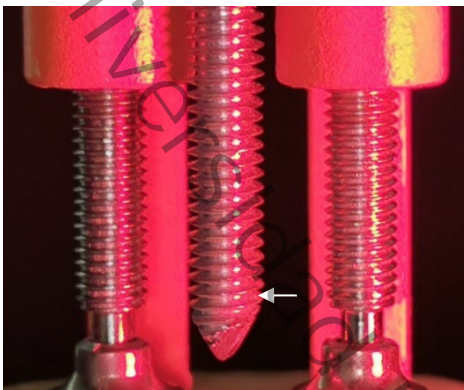


Universidad Juárez Autónoma de Tabasco
División Académica de Ciencias de la Salud

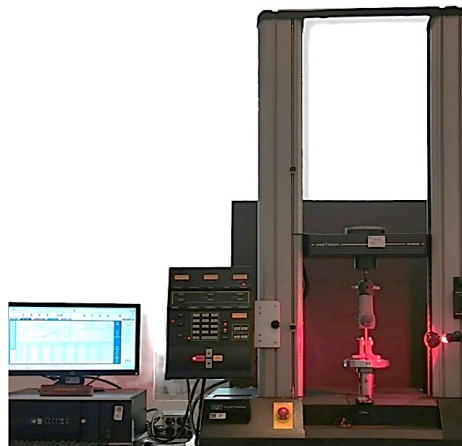
ESFUERZO MÁXIMO A LA RUPTURA								
# de arco	G1	mm	G2	mm	G3	mm	G4	mm
1								
2								
3								
4								
5								
6								
7								
8								
9								
10								
11								
12								
13								
14								
15								
16								
17								
18								
19								
20								



ANEXO 13.3 PROCEDIMIENTO



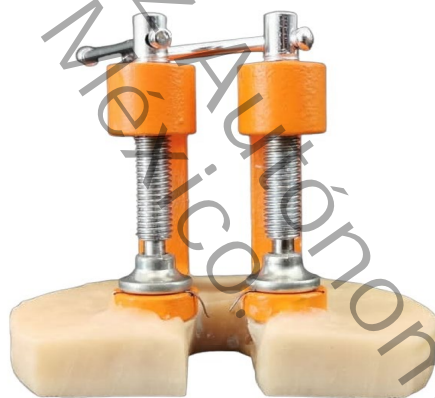
a) Espárrago modificado como vástago para realizar la prueba de ensayo de flexión
Fuente: Dennis Jair Loya Gallegos



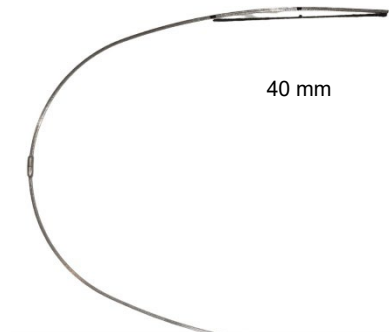
b) Máquina de ensayos universal Instron 4465
Fuente: Dennis Jair Loya Gallegos. BUAP, Puebla, México



c) Temperatura controlada por termómetro digital
Fuente: Dennis Jair Loya Gallegos, BUAP, Puebla, México



d) Aditamento fabricado con prensas en "C" para efectuar prueba de flexión de 3 puntos
Fuente: Dennis Jair Loya Gallegos



e) Marcación del arco a 40 mm en su extremo posterior y recto
Fuente: Dennis Jair Loya Gallegos



AN

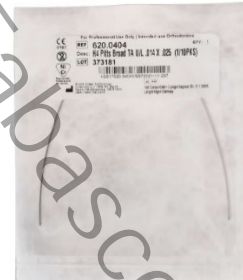
Arcos CuNiTi Universal
0.014x0.025 TD Orthodontics



Arcos Tanzo™ MID Low
0.014x0.025 AO



Arcos Damon CuNiTi
0.014x0.025 Ormco



Arcos H4 Pitts Broad TA
0.014x0.025 OC Orthodontics

f) Marcas comerciales de estudio
Fuente: Dennis Jair Loya Gallegos



Tabla 13.4.4

		Descriptivos							
		N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
Mm de extensión a 05mm	TD	20	3.9235	.78039	.17450	3.5583	4.2887	2.69	5.64
	AO	20	4.3875	1.64092	.36692	3.6195	5.1555	1.08	7.66
	H4 PITTS	20	5.4475	1.98876	.44470	4.5167	6.3783	2.42	9.27
	ORMCO	20	4.9585	1.95079	.43621	4.0455	5.8715	1.21	7.92
	Total	80	4.6793	1.73086	.19352	4.2941	5.0644	1.08	9.27
MM de extensión a 1mm	TD	20	8.2335	1.79583	.40156	7.3930	9.0740	5.24	11.01
	AO	20	8.6625	2.01213	.44993	7.7208	9.6042	3.49	12.35
	H4 PITTS	20	11.0050	2.60768	.58309	9.7846	12.2254	6.45	15.58
	ORMCO	20	9.2735	3.06726	.68586	7.8380	10.7090	3.23	13.29
	Total	80	9.2936	2.60278	.29100	8.7144	9.8728	3.23	15.58
MM de extensión a 2mm	TD	20	22.4900	3.62274	.81007	20.7945	24.1855	17.05	27.92
	AO	20	27.1260	4.91543	1.09912	24.8255	29.4265	15.17	36.65
	H4 PITTS	20	39.9245	7.43352	1.66219	36.4455	43.4035	24.97	47.79
	ORMCO	20	29.7500	8.04578	1.79909	25.9845	33.5155	13.70	38.80
	Total	80	29.8226	8.89469	.99446	27.8432	31.8020	13.70	47.79
MM de extensión a 3mm	TD	20	45.1455	2.45903	.54986	43.9946	46.2964	39.20	47.92
	AO	20	48.9985	1.57323	.35179	48.2622	49.7348	47.25	54.10
	H4 PITTS	20	65.9905	6.48502	1.45009	62.9554	69.0256	55.71	77.72
	ORMCO	20	51.7530	3.72914	.83386	50.0077	53.4983	45.37	58.80
	Total	80	52.9719	8.84851	.98929	51.0027	54.9410	39.20	77.72



Universidad Juárez Autónoma de Tabasco
División Académica de Ciencias de la Salud

ANOVA

		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Mm de extensión a 05mm	Entre grupos	26.489	3	8.830	3.193	.028
	Dentro de grupos	210.185	76	2.766		
	Total	236.675	79			
MM de extensión a 1mm	Entre grupos	89.028	3	29.676	5.055	.003
	Dentro de grupos	446.153	76	5.870		
	Total	535.181	79			
MM de extensión a 2mm	Entre grupos	3261.847	3	1087.282	27.653	.000
	Dentro de grupos	2988.272	76	39.319		
	Total	6250.119	79			
MM de extensión a 3mm	Entre grupos	4960.202	3	1653.401	102.562	.000
	Dentro de grupos	1225.192	76	16.121		
	Total	6185.395	79			

Comparaciones múltiples

Bonferroni

Variable dependiente	(I) Marca comercial	(J) Marca comercial	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
						Límite inferior	Límite superior
Mm de extensión a 05mm	TD	AO	-.46400	.52589	1.000	-1.8887	.9607
		H4 PITTS	-1.52400*	.52589	.029	-2.9487	-.0993
		ORMCO	-1.03500	.52589	.316	-2.4597	.3897
	AO	TD	.46400	.52589	1.000	-.9607	1.8887
		H4 PITTS	-1.06000	.52589	.284	-2.4847	.3647
		ORMCO	-.57100	.52589	1.000	-1.9957	.8537
	H4 PITTS	TD	1.52400*	.52589	.029	.0993	2.9487
		AO	1.06000	.52589	.284	-.3647	2.4847
		ORMCO	.48900	.52589	1.000	-.9357	1.9137
	ORMCO	TD	1.03500	.52589	.316	-.3897	2.4597
		AO	.57100	.52589	1.000	-.8537	1.9957
		H4 PITTS	-.48900	.52589	1.000	-1.9137	.9357
MM de extensión a 1mm	TD	AO	-.42900	.76619	1.000	-2.5047	1.6467
		H4 PITTS	-2.77150*	.76619	.003	-4.8472	-.6958
		ORMCO	-1.04000	.76619	1.000	-3.1157	1.0357



Universidad Juárez Autónoma de Tabasco
División Académica de Ciencias de la Salud

	AO	TD	.42900	.76619	1.000	-1.6467	2.5047	
		H4 PITTS	-2.34250*	.76619	.018	-4.4182	-.2668	
		ORMCO	-.61100	.76619	1.000	-2.6867	1.4647	
	H4 PITTS	TD	2.77150*	.76619	.003	.6958	4.8472	
		AO	2.34250*	.76619	.018	.2668	4.4182	
		ORMCO	1.73150	.76619	.160	-.3442	3.8072	
	ORMCO	TD	1.04000	.76619	1.000	-1.0357	3.1157	
		AO	.61100	.76619	1.000	-1.4647	2.6867	
		H4 PITTS	-1.73150	.76619	.160	-3.8072	.3442	
MM de extensión a 2mm	TD	AO	-4.63600	1.98291	.132	-10.0078	.7358	
		H4 PITTS	-17.43450*	1.98291	.000	-22.8063	-12.0627	
		ORMCO	-7.26000*	1.98291	.003	-12.6318	-1.8882	
		AO	4.63600	1.98291	.132	-.7358	10.0078	
		H4 PITTS	-12.79850*	1.98291	.000	-18.1703	-7.4267	
		ORMCO	-2.62400	1.98291	1.000	-7.9958	2.7478	
		H4 PITTS	17.43450*	1.98291	.000	12.0627	22.8063	
			AO	12.79850*	1.98291	.000	7.4267	18.1703
			ORMCO	10.17450*	1.98291	.000	4.8027	15.5463
		ORMCO	TD	7.26000*	1.98291	.003	1.8882	12.6318
			AO	2.62400	1.98291	1.000	-2.7478	7.9958
			H4 PITTS	-10.17450*	1.98291	.000	-15.5463	-4.8027
MM de extensión a 3mm	TD	AO	-3.85300*	1.26968	.020	-7.2927	-.4133	
		H4 PITTS	-20.84500*	1.26968	.000	-24.2847	-17.4053	
		ORMCO	-6.60750*	1.26968	.000	-10.0472	-3.1678	
		AO	3.85300*	1.26968	.020	.4133	7.2927	
		H4 PITTS	-16.99200*	1.26968	.000	-20.4317	-13.5523	
		ORMCO	-2.75450	1.26968	.199	-6.1942	.6852	
		H4 PITTS	20.84500*	1.26968	.000	17.4053	24.2847	
			AO	16.99200*	1.26968	.000	13.5523	20.4317
			ORMCO	14.23750*	1.26968	.000	10.7978	17.6772
		ORMCO	TD	6.60750*	1.26968	.000	3.1678	10.0472
			AO	2.75450	1.26968	.199	-.6852	6.1942
			H4 PITTS	-14.23750*	1.26968	.000	-17.6772	-10.7978

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.



Tabla 13.4.5

Descriptivos

Limite elástico

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
TD	20	24605.0385	14754.59959	3299.22877	17699.6733	31510.4037	873.71	38399.09
AO	20	31697.8010	12099.90929	2705.62197	26034.8691	37360.7329	2500.04	39361.34
H4 PITTS	20	38665.1710	8803.74805	1968.57791	34544.8901	42785.4519	3967.51	44621.85
ORMCO	20	26734.9515	10803.41757	2415.71761	21678.7964	31791.1066	734.38	38207.67
Total	80	30425.7405	12802.47585	1431.36031	27576.6891	33274.7919	734.38	44621.85

ANOVA

Limite elástico

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	2340176961.906	3	780058987.302	5.589	.002
Dentro de grupos	10608190671.353	76	139581456.202		
Total	12948367633.259	79			

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Limite elástico

Bonferroni

(I) Marca comercial	(J) Marca comercial	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
TD	AO	-7092.76250	3736.06017	.369	-17214.0126	3028.4876
	H4	-14060.13250*	3736.06017	.002	-24181.3826	-3938.8824
	PITTS					
	ORMCO	-2129.91300	3736.06017	1.000	-12251.1631	7991.3371
AO	TD	7092.76250	3736.06017	.369	-3028.4876	17214.0126
	H4	-6967.37000	3736.06017	.396	-17088.6201	3153.8801
	PITTS					
	ORMCO	4962.84950	3736.06017	1.000	-5158.4006	15084.0996



Universidad Juárez Autónoma de Tabasco
División Académica de Ciencias de la Salud

H4 PITTS	TD	14060.13250*	3736.06017	.002	3938.8824	24181.3826
	AO	6967.37000	3736.06017	.396	-3153.8801	17088.6201
	ORMCO	11930.21950*	3736.06017	.012	1808.9694	22051.4696
ORMCO	TD	2129.91300	3736.06017	1.000	-7991.3371	12251.1631
	AO	-4962.84950	3736.06017	1.000	-15084.0996	5158.4006
	H4 PITTS	-11930.21950*	3736.06017	.012	-22051.4696	-1808.9694

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.

Tabla 13.4.6

Descriptivos

Newton en mm

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
TD	20	283.2350	12.86731	2.87722	277.2129	289.2571	255.20	305.80
AO	20	292.9650	8.78978	1.96546	288.8513	297.0787	277.60	309.90
H4 PITTS	20	320.6200	13.64874	3.05195	314.2322	327.0078	301.20	348.60
ORMCO	20	248.0445	54.03602	12.08282	222.7549	273.3341	52.89	301.90
Total	80	286.2161	38.57162	4.31244	277.6324	294.7998	52.89	348.60



Universidad Juárez Autónoma de Tabasco
División Académica de Ciencias de la Salud

ANOVA

Newton en mm

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	53902.680	3	17967.560	21.460	.000
Dentro de grupos	63631.135	76	837.252		
Total	117533.815	79			

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Newton en mm

Bonferroni

(I) Marca comercial	(J) Marca comercial	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
TD	AO	-9.73000	9.15015	1.000	-34.5184	15.0584
	H4 PITTS	-37.38500*	9.15015	.001	-62.1734	-12.5966
	ORMCO	35.19050*	9.15015	.001	10.4021	59.9789
AO	TD	9.73000	9.15015	1.000	-15.0584	34.5184
	H4 PITTS	-27.65500*	9.15015	.021	-52.4434	-2.8666
	ORMCO	44.92050*	9.15015	.000	20.1321	69.7089
H4 PITTS	TD	37.38500*	9.15015	.001	12.5966	62.1734
	AO	27.65500*	9.15015	.021	2.8666	52.4434
	ORMCO	72.57550*	9.15015	.000	47.7871	97.3639
ORMCO	TD	-35.19050*	9.15015	.001	-59.9789	-10.4021
	AO	-44.92050*	9.15015	.000	-69.7089	-20.1321
	H4 PITTS	-72.57550*	9.15015	.000	-97.3639	-47.7871

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.