



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA

ESTUDIO IN VITRO DE LA PRESIÓN DE LOS ARCOS MULTILoop EN EL SECTOR POSTERIOR

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN PARA
OPTAR EL GRADO DE MAESTRO EN
ORTODONCIA

GIANCARLO YVAN ALFARO RAMOS

LIMA-PERÚ
2023

ASESOR

Mg. Carlos Yuri Liñan Duran

JURADO DE TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

MG. JANETT MAS LOPEZ

PRESIDENTE

MG. PABLO CESAR SANCHEZ BORJAS

VOCAL

MG. CARLOS VLADIMIR ESPINOZA MONTES

SECRETARIO

DEDICATORIA

A mi esposa, por su constante apoyo.

A mis hijos Gael y Caleb, que son mi motor y motivo.

A mis padres, por su apoyo desde siempre.

AGRADECIMIENTOS

A mis maestros y amigos de la maestría, que me apoyaron en este proceso

FUENTES DE FINANCIAMIENTO.

Trabajo de investigación autofinanciado.

ESTUDIO IN VITRO DE LA PRESIÓN DE LOS ARCOS MULTILOOP EN EL SECTOR POSTERIOR

INFORME DE ORIGINALIDAD



FUENTES PRIMARIAS

1	link.springer.com Fuente de Internet	2%
2	repositorio.upch.edu.pe Fuente de Internet	1%
3	Sarah Freygang Mendes Pilati, Paulo Vinícius Fontanella Pilati. "A new in vitro study demonstrates that electronic cigarettes promote cellular carcinogenic characteristics", <i>Evidence-Based Dentistry</i> , 2023 Publicación	1%
4	www.bmj.com Fuente de Internet	<1%
5	cdn-links.lww.com Fuente de Internet	<1%
6	repository-tnmgrmu.ac.in Fuente de Internet	<1%
7	www.scielo.br Fuente de Internet	<1%

TABLA DE CONTENIDOS

	Pág.
Resumen	
Abstract	
I. Introducción	1
II. Desarrollo temático	2
II.1. Docencia universitaria estomatológica	2
II.2. Análisis crítico de literatura estomatológica	7
II.3. Proyecto de investigación en estomatología	15
III. Conclusiones	36
IV. Referencias bibliográficas	37
V. Anexos	

RESUMEN

Introducción: Los alambres usados en el tratamiento ortodoncia, son de suma importancia, porque es el material encargado de realizar el movimiento del diente, por ello la necesidad de conocer más sus características y como son usados dentro del tratamiento de ortodoncia; por tal motivo en el presente portafolio se desarrolló un silabo, se hizo un análisis crítico de la literatura y se propuso un proyecto de investigación para conocer las características de una nueva aleación.

Desarrollo temático: En el presente portafolio se han elaborado 3 trabajos, un silabo, un análisis crítico de la literatura y un proyecto de investigación.

Conclusiones: Con el desarrollo del silabo se conoce las características de los diferentes alambres en ortodoncia de una manera estructurada, con el análisis de la literatura vemos cuales son los métodos y técnicas que se emplea para el estudio de los alambres y con la realización del proyecto mostraremos que tan eficiente es un nuevo alambre comparando con otros que son usados de manera regular en el tratamiento de ortodoncia.

Palabras clave: Alambres para Ortodoncia, Técnicas de Movimiento Dental (DeCS)

ABSTRACT

Introduction: The wires used in orthodontic treatment are of the utmost importance, because it is the material in charge of carrying out the movement of the tooth, therefore the need to know more about its characteristics and how they are used in orthodontic treatment; For this reason, in this portfolio a syllabus was developed, a critical analysis of the literature was made and a research project was proposed to know the characteristics of a new alloy. **Thematic development:** In this portfolio, 3 works have been prepared: a syllable, a critical analysis of the literature and a research project. **Conclusions:** With the development of the syllabus, the characteristics of the different orthodontic wires are known in a structured way, with the analysis of the literature we see what are the methods and techniques used for the study of the wires and with the completion of the project we will show how efficient a new wire is compared to others that are used regularly in orthodontic treatment.

Keywords: Wires for Orthodontics, Dental Movement Techniques (DeCS)

I. INTRODUCCION

Los alambres en ortodoncia, son los encargados de transmitir la fuerza para que se produzca el movimiento de las piezas dentarias, por tal motivo tiene un papel crucial dentro del tratamiento. Por la importancia que tiene se desarrolló el presente portafolio un silabo cuyo título es “Aleaciones en Ortodoncia”, donde se tocarán los conceptos básicos, propiedades de los alambres y también el debido uso en las diferentes etapas del tratamiento de ortodoncia.

Existe literatura científica que toman el tema de los alambres en ortodoncia, la mayoría de ellos son In vitro, esto porque deseamos probar las características de las aleaciones, para saber cómo se comporta y así instalarlo en lo pacientes, pero no toda literatura cumple con los requisitos para ser “buena”, por eso se realizó un análisis critico de la literatura, revisando un artículo donde se emplearon CRIS y AXIS para estudio in vitro.

El portafolio se termina proponiendo un proyecto de investigación que se denomina “Estudio in vitro de la presión de los arcos MULTILOOP para intrusión del sector posterior”, donde evaluaremos las características de una nueva aleación, como se comporta cuando se conforma en arcos MULTILOOP y que fuerza ejerce en las piezas posteriores.

II. DESARROLLO TEMÁTICO

II.1. Docencia universitaria estomatológica

FACULTADES DE MEDICINA, DE ESTOMATOLOGIA Y DE ENFERMERIA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
UNIDAD DE POSGRADO Y ESPECIALIZACIÓN
SEGUNDA ESPECIALIDAD PROFESIONAL EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR

I. DATOS GENERALES

1.1.	Nombre del curso	:	Aleaciones en ortodoncia
1.2.	Código	:	01234
1.3.	Dirigido a	:	Residentes del primer año de la Segunda Especialidad Profesional en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar
1.4.	Organizado por	:	Segunda Especialidad Profesional en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar
1.5.	Semestre académico	:	2023-II
1.6.	Tipo de asignatura	:	Obligatorio
1.7.	Prerrequisito	:	Ninguno
1.8.	Modalidad	:	Presencial
1.9.	Créditos	:	1 créditos Horas teóricas: 8 horas Horas prácticas: 16 horas
1.10.	Duración	:	Del 06 de junio al 06 de julio de 2023
1.11.	Coordinador	:	Esp. Giancarlo Alfaro Ramos giancarlo.alfaro@upch.pe

II. SUMILLA

Asignatura de naturaleza teórico práctico, tiene como propósito que el residente de ortodoncia aplique las propiedades físicas y biomecánicas de los diversos tipos de aleaciones en ortodoncia; comprenda el efecto fisiológico sobre las piezas dentarias y la importancia que tienen en las diferentes etapas del tratamiento de ortodoncia; así como la confección de dispositivos en el laboratorio para conocer su manipulación y conseguir la conformación y correlación de diversos arcos y su efecto en las diferentes técnicas del tratamiento de ortodoncia.

III. RESULTADO DE APRENDIZAJE

Al culminar el curso el estudiante debe estar en la capacidad de:

Conocer y utilizar las aleaciones en las diversas etapas del tratamiento de ortodoncia, de manera eficiente.

IV. CONTENIDOS

1. Propiedades de las aleaciones en ortodoncia
2. Biomecánica de las aleaciones en ortodoncia:
 - Formas y diagramas de arco.
 - Arcos MULTILoop.
 - Manejo de aleaciones en la etapa de alineación y nivelación.
 - Manejo de aleaciones en la etapa de trabajo y cierre de espacio.
 - Manejo de aleaciones en la etapa de finalización.
3. Taller de laboratorio para manejo de aleaciones en ortodoncia.

V. ESTRATEGIAS DIDÁCTICAS

El curso se desarrollará de manera presencial en el laboratorio. La metodología de aprendizaje se considera las siguientes:

Clases Magistrales: dictado por el profesor de curso e interactuando con el alumno, utilizando diversos recursos educativos y tecnológicos.

Seminarios: Bajo un rol previamente establecido cada estudiante elaborará un seminario, el cual será ejecutado con ayuda audiovisual y entregado al docente y sus compañeros.

Demostraciones: Se harán demostraciones por parte del profesor para el manejo de las aleaciones en ortodoncia en diferentes técnicas en ortodoncia.

Prácticas: Se simularán situaciones clínicas donde el alumno identificará las etapas del tratamiento de ortodoncia y podrá decidir cuál es la aleación adecuada para las mismas.

VI. EVALUACIÓN

El curso será evaluado de manera continua según las estrategias metodológicas, el alumno para aprobar requiere una nota de 11 (ONCE).

Aspectos a evaluar	Ponderación
Seminario	30 %
Evaluación Continua	10 %
Práctica de laboratorio	30 %
Examen parcial y final	30 %
Total	100 %

VII. BIBLIOGRAFÍA

1. Alikhani M. Mechanotherapy in orthodontics. 1ra ed. New York: CTOR; 2014.
2. Burstone CH. A mecánica moderna edgewise e a técnica da arco

- segmentado. Livraria Santos Editora Sao Paulo. 2003;4(8);77-80.
3. Burstone CH. The Biomechanical foundation oclinal orthodontics. London: Quintessence Books; 2015.
 4. Chang H, Tseng Y. A novel b-titanium alloy orthodontic wire. Kaohsiung Journal of Medical Sciences. 2018; 34:202-6.
 5. De Oliveira J. Biomecánica para ortodontista. Minas Gerais: Grupo de Bioengenharia, Universidade estadual de Minas Gerais; 1998.
 6. Ferreira M. Aspectos Metalúrgicos das Ligas Utilizadas em Ortodontia. Journal Brass Of Orthodontics and Orthopedics Dentofacial. 1998;4(19):49-56.
 7. Isaacson R. The Ground Rules for Arch Wire. Seminars in Orthodontics. 1995; 1:3-11.
 8. Nanda R. Biomechanics in orthodontics principles and practice. Hanover Park: Quintessence Publishing; 2010.
 9. Nanda R. Esthetics and biomechanics in orthodontics. 2da ed. Riverport lane: Elsevier; 2015.
 10. Melsen B. Ortodoncia en el adulto. Caracas: Editorial Amolca; 2013.
 11. Quintão CCA, Brunharo IHVP. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. Rev Dent Press Ortod e Ortop Facial. 2009;14(6):144–57.
 12. Takada M, Nakajima A, Kuroda S, Horiuchi S, Shimizu N, Tanaka E. In vitro evaluation of frictional force of a novel elastic bendable orthodontic wire. Angle Orthod. 2018;88(5):602-10.
 13. Uribe GA. Ortodoncia teoría y clínica. Fundamentaos de odontología. 3era ed. Bogotá: Corporación para Investigaciones Biológicas; 2019.
 14. Yang WS, Kim BH, Kim YH. A study of the regional load deflection rate of multiloop edgewise arch wire. Angle Orthod. 2001;71(2):103-9.

VIII. PROFESORES DEL CURSO E INVITADOS

Grado o Título	Nombres	Apellidos	Departamento Académico	Condición Docente/Invitado	Correo electrónico
Esp.	Giancarlo	Alfaro Ramos	Ninguno	Invitado	giancarlo.alfaro@upc h.pe

IX. PROGRAMACIÓN DE ACTIVIDADES

Nº de Sesión	Fecha	Horario	Contenido	Estrategias didácticas	Docente
1	08 mayo	8:00 AM—11:00 AM	Teoría: Presentación del curso, Clase inaugural. Práctica: Dobleces I	Clase magistral Demostración Práctica en el laboratorio	Esp. Giancarlo Alfaro
2	15 mayo	8:00 AM—11:00 AM	Teoría: Propiedades físicas y mecánicas de las aleaciones en Ortodoncia Práctica: Dobleces II	Clase magistral Seminarios Práctica en el laboratorio	Esp. Giancarlo Alfaro
3	22 mayo	8:00 AM—11:00 AM	Teoría: Formas y diagramas de arco en Ortodoncia. Práctica: Conformación y correlación de arcos.	Clase magistral Demostración Seminarios Práctica en el laboratorio	Esp. Giancarlo Alfaro
4	29 mayo	8:00 AM—11:00 AM	Teoría: Arcos MULTILoop Práctica: Arcos MULTILoop	Clase magistral Demostración Seminarios Práctica en el laboratorio	Esp. Giancarlo Alfaro
5	05 junio	8:00 AM—11:00 AM	Teoría: Manejo de las aleaciones en la etapa de alineación y nivelación Práctica: Trabajo en simulador	Clase magistral Demostración Seminarios Práctica en el laboratorio	Esp. Giancarlo Alfaro
6	12 junio	8:00 AM—11:00 AM	Teoría: Manejo de las aleaciones en la etapa de trabajo y cierre de espacio. Práctica: Trabajo en simulador	Clase magistral Seminarios Práctica en el laboratorio	Esp. Giancarlo Alfaro
7	17 junio	8:00 AM—11:00 AM	Teoría: Manejo de las aleaciones en la etapa de finalización	Clase magistral Seminarios	Esp. Giancarlo Alfaro

			Práctica: Trabajo en simulador	Práctica en el laboratorio	
8	24 junio	8:00 AM—11:00 AM	Examen final	Actividad presencial	Esp. Giancarlo Alfaro

II.2. Análisis crítico de literatura estomatológica

II.2.1. Información general

Información	Descripción
Título	An in vitro assessment of the influences of different wire materials and bracket systems when correcting dental crowding.
Autores	Nahás-Scocate ACR, Neves MB, Torres de Souza L, De Cerqueira Kasaz A, Listik E, Pereira da Silva HD, Cattaneo PM, Scocate MC, Bordin D y Matias M.
Revista	Journal of Materials Science: Materials in Medicine
Año de publicación	2020
País	Brasil
Tipo de estudio	In vitro
Objetivo	
Este estudio tuvo como objetivo determinar y comparar las propiedades elásticas de diferentes aleaciones en ortodoncia, como el níquel-titanio (NiTi), acero inoxidable (SS) y GUMMETAL®, y evaluar sus fuerzas de descarga cuando se combinan con brackets convencionales (BC) o de autoligado (BA) al corregir el apiñamiento dental.	
Metodología	
Se compararon 3 tipos de alambre NiTi, SS y GUMMETAL®. 7 muestras por cada tipo de alambre, todos con un diámetro de sección transversal de 0,016". Se realizó una prueba de flexión de tres puntos para evaluar la deflexión máxima de cada cable. Luego, un análisis posterior midió la fuerza de descarga de cada sistema de alambre/bracket en un dispositivo de simulación clínica de apiñamiento dental. La prueba se llevó a cabo en una máquina de prueba universal con un desplazamiento de velocidad transversal de 0,5 mm/min.	
Resultados	
El GUMMETAL® mostró fuerzas medias de descarga más altas en los BA (2228,78 cN) que en los BC (1967,38 cN) para el intervalo de deflexión de 1,6–3,0 (p = 0,018). Dentro de este intervalo, NiTi mostró fuerzas mayores cuando se usó con BC (2683,06 cN) que con BA (1179,66 cN) (p < 0,0001). Para los sistemas de BA, los alambres SS mostraron fuerzas más altas (2125,31 cN) en el intervalo de deflexión de 1,0–1,6 que las otras dos aleaciones de alambre (NiTi, 1541,52 cN y GUMMETAL®, 852,65 cN) (p < 0,0001) . Los alambres SS también mostraron fuerzas más bajas con los BA (1844,01 cN) que con los BC (2125,31 cN) (p = 0,049).	
Conclusiones	
Según los resultados de las pruebas de simulación clínica, el NiTi parece ser la aleación más apropiada para usar en combinación con los BC, mientras que GUMMETAL® parece ser más adecuado para usar con BA para la corrección del apiñamiento dental.	

II.2.2. Calidad del reporte escrito: CRIS para estudios in vitro

Secciones	Item	Recomendación	Descripción	Página
Título y resumen				

Título y resumen	1a	Identifica en el título que es un estudio in vitro/laboratorio.	Si, el título se describe de forma clara y manifiesta el tipo de estudio a realizar	1
	1b	Resumen estructurado del diseño, métodos, resultados y conclusiones.	No, el resumen no está estructurado, pero sí tiene claridad en el diseño y tiene ausencia de palabras claves.	1
Introducción				
Antecedentes y objetivos	2a	Antecedentes científicos y explicación de los motivos del estudio	Si, los antecedentes están claros y manifiesta la necesidad de buscar una nueva aleación con el propósito de tener un movimiento ortodóncico más fisiológico.	2
	2b	Objetivos específicos o hipótesis	Si, tiene como objetivo determinar las características del GUMMETAL con otras aleaciones para la corrección del apiñamiento dental. No presenta hipótesis.	2
Métodos				
Intervenciones	3	La intervención para cada grupo, incluyendo cómo y cuándo se administraron realmente, tienen suficiente detalle para permitir su reproducción.	Si, cumple con describir la cantidad y características de los alambres, así como las fases para poder reproducir el estudio. No es clara la unidad de fuerza, sólo indica la abreviatura “cN”, es relevante especificar para no suponer la medida.	2,3
Resultados (outcomes)	4	Medidas de resultado primarias y secundarias completamente definidas, incluyendo cómo y cuándo fueron evaluadas.	Si, cumple con mencionar la forma en que se efectuarán los pasos para obtener los resultados, la primera es muy clara y da resultados previstos donde aplicaron la fuerza en los 3 tipos de aleaciones y en la segunda fase también mencionan como fueron evaluadas.	4
Tamaño muestral	5	Explica cómo se determinó el tamaño muestral.	No, no cumple con mencionar como fue tomado la muestra (7 por cada aleación), no lo explica, por lo tanto, es un método no probabilístico	4

			conveniencia. Tampoco hay referencias previas.	
Randomización:				
Generación de la secuencia	6	Menciona el método utilizado para generar la secuencia de asignación aleatoria.	No aplica.	-
Mecanismo de ocultación de la asignación	7	Indica el mecanismo usado para implementar la secuencia de asignación aleatoria (como contenedores numerados secuencialmente), descripción de las medidas adoptadas para ocultar la secuencia hasta la asignación de las intervenciones.	No aplica.	-
Implementación	8	Determina quién generó la secuencia de asignación aleatoria, quién enroló las muestras y quién las asignó a la intervención.	No aplica.	-
Cegamiento	9	En caso sea afirmativo, ¿indica a quién se cegó tras la asignación a las intervenciones (por ejemplo, a los profesionales sanitarios, a los que evalúan los resultados) y cómo se hizo?	No aplica.	-
Métodos estadísticos	10	Menciona los métodos estadísticos usados para comparar los grupos para resultados primarios y secundarios	Si, menciona el programa IBM SPSS, versión 20 y usaron como prueba estadística el Análisis de varianza de dos vías (ANOVA).	4
Resultados				
Especímenes analizados	11a	Indica el número de especímenes incluidos en cada grupo de análisis.	Si, menciona que son 7 alambres por cada tipo de aleación y estos a su vez fueron separados en 4 grupos según la carga que iban a recibir.	4,5
Resultados y estimación	11b	Describe los resultados primarios y secundarios, de cada grupo, y la magnitud estimada del efecto y su precisión (como el intervalo de confianza del 95%, valor de p, etc.)	Si, menciona y describe las dos fases que proponen y analizan los resultados con un nivel de confianza de 95%. En la primera fase compara solo las aleaciones su carga y en la segunda las compara con el tipo de brackets. Resultando en cuadros estadísticos entendibles.	4,5

Discusión				
Limitaciones	12a	Establece las limitaciones, abordando las fuentes de posibles sesgos, imprecisiones y, si procede, multiplicidad de análisis.	Si, menciona que se necesitan mayores estudios in vitro o clínicos para poder tener una idea más clara de las propiedades de los alambres de GUMMETAL.	6
Generalización	12b	Indicar la generalización (validez externa, aplicabilidad) de los resultados.	Si, se puede aplicar estos resultados con más número de muestra o con otro tipo de aleaciones.	6
Interpretación	12c	Interpretación coherente con los resultados, sopesando los beneficios y los perjuicios, y teniendo en cuenta otras pruebas pertinentes.	Si, menciona los resultados favorables para el GUMMETAL con los dos tipos de brackets, pero sugiere la realización de más estudios.	6,7
Otra información				
Protocolo	24	Indica dónde puede consultarse el protocolo completo, si está disponible	No, no existe mención a un protocolo existente para poder seguir los pasos exactos.	6,7
Financiamiento	25	Menciona las fuentes de financiamiento y otras ayudas (como suministros), papel de los financiadores	No, no menciona las fuentes de financiamiento, pero sí a una casa comercial que auspicio la totalidad de los alambres GUMMETAL. No manifiesta la aprobación de algún comité de ética.	7

II.2.3. Calidad metodológica del estudio: AXIS adaptada para estudios in vitro

Introducción	Sí	No	No sé	¿Por qué?	Página
1. ¿Fueron los objetivos del estudio claros?	X			El propósito del estudio fue evaluar las propiedades físicas y mecánicas del GUMMETAL y compararla con otras aleaciones usadas en ortodoncia para corregir el apiñamiento dental.	2
Métodos					

<p>2. ¿Fue el estudio diseñado apropiadamente para los objetivos propuestos?</p>	<p>X</p>		<p>El tipo de estudio fue in vitro, este tipo de estudio es el más usado para probar materiales o simular procedimientos clínicos para un tratamiento. Y como se desea conocer las propiedades físicas y mecánicas se puede usar máquinas de ensayo universal para probar las mismas y a su vez comparar con otras aleaciones que ya están en el mercado y con estudios previos.</p>	<p>2</p>
<p>3. ¿Fue el tamaño de muestra justificado?</p>	<p>X</p>		<p>Carece de justificación del cálculo de tamaño muestral, al ser un estudio in vitro replican el tamaño de la muestra de un estudio previo o lo hacen por conveniencia.</p>	<p>4</p>
<p>4. ¿Fueron los especímenes tomados de una población de base apropiada?</p>			<p>No aplica.</p>	<p>4</p>
<p>5. ¿Fue el proceso de selección de especímenes congruente con la población de investigación?</p>			<p>No aplica.</p>	<p>4</p>
<p>6. ¿Se midieron adecuadamente los resultados de acuerdo con los objetivos del estudio?</p>	<p>X</p>		<p>Se midieron teniendo en consideración las dos fases de trabajo. La primera fase se aplicó fuerza en las diferentes aleaciones y se midió la flexión y fuerza que se empleó. En la segunda fase se pusieron las aleaciones en brackets convencionales y autoligado en una máquina de prototipo y sumergido en agua.</p> <p>El GUMMETAL mostró una flexión más</p>	<p>5</p>

				alta en brackets de autoligado que en los convencionales.	
7. ¿Se midieron correctamente los resultados con el uso de instrumentos o medidas que hayan sido experimentadas, probadas o publicadas previamente?	X			Se midieron de manera correcta los resultados de las dos fases, se utilizaron máquinas de ensayo universal, usadas de manera frecuente para los estudios in vitro. Los resultados fueron analizados con la prueba estadística de ANOVA, para comparar las 3 diferentes aleaciones.	5
8. ¿Está claro que se usó para determinar significancia estadística, estimadores de precisión, o ambos? (por ejemplo: valores p, intervalos de confianza)	X			Se usaron valores “p” que están registrados en el contenido textual como la parte gráfica.	5
9. ¿Fueron los métodos (incluye métodos estadísticos) suficientemente descritos para permitir que estos sean repetidos?	X			Los procedimientos permiten ser repetidos porque se describen de manera precisa, tanto la parte ejecutora como también el análisis de los resultados.	5
Resultados					
10. ¿Fueron descritos adecuadamente los datos básicos?	X			Fueron descritos a través de gráficos y comparaciones estadísticas de los resultados obtenidos.	5
11. ¿Si es apropiado, la información de los individuos con no respuesta fue descrita?				No aplica.	5
12. ¿Fueron los resultados consistentes internamente?				No aplica.	5
13. ¿Fueron los resultados presentados descritos en la metodología?	X			Es correspondiente a la metodología usada en el presente estudio.	5
Discusión					
14. ¿Fueron las discusiones y conclusiones de los autores	X			Los resultados salieron favorables para la	5

justificadas por los resultados?				nueva aleación GUMMETAL, por tal motivo en la discusión se encontraron estudios previos con similares resultados y las conclusiones se evidenció las características del GUMMETAL para la alienación en ortodoncia.	
15. ¿Fueron discutidas las limitaciones del estudio?	X			Dentro de las limitaciones mencionadas, fue que solo se usó la sección transversal 0.016” (redondo), y manifiestan que debieron hacerlo también con una sección transversal rectangular. Otra limitación que mencionan es que faltó compararlo con TMA, que es una aleación con propiedades similares al GUMMETAL, porque se compone principalmente de Titanio.	5
Otros					
16. ¿Existieron algunas fuentes de financiación o conflictos de interés que puedan afectar la interpretación de los resultados por los autores?		X		El estudio menciona que no existe conflicto de intereses, pero sí manifiesta que una casa comercial, auspició los alambres GUMMETAL para su estudio. Esto podría favorecer los resultados a favor de la nueva aleación	6
17. ¿Se obtuvo aprobación ética o consentimiento de los participantes?		X		Los estudios in vitro son un tipo de estudio donde no se requiere consentimiento de	6

				participantes, porque van dirigidos a estudiar materiales o aparatología antes de ser probado en pacientes.	
--	--	--	--	---	--

Adaptado de:

1. Krithikadatta J, Gopikrishna V, Datta M. CRIS Guidelines (Checklist for Reporting In-vitro Studies): A concept note on the need for standardized guidelines for improving quality and transparency in reporting in-vitro studies in experimental dental research. *J Conserv Dent.* 2014;17(4):301–304.
2. Downes MJ, Brennan ML, Williams HC, et al. Development of a critical appraisal tool to assess the quality of cross-sectional studies (AXIS). *BMJ Open* 2016;6:e011458.
3. Plaza-Ruiz SP. Estudios transversales analíticos. En: Barbosa-Liz DM, Pineda-Vélez EL, Agudelo-Suárez AA. *Odontología basada en la evidencia: de la teoría a la práctica.* Medellín: Corporación para Investigaciones Biológicas; 2020.

II.3. Proyecto de investigación en estomatología

TÍTULO

Estudio in vitro de la presión de los arcos MULTILoop en el sector posterior.

RESUMEN

Antecedentes: El control del sector posterior para el cierre de la mordida abierta o aumento de la dimensión vertical, es un tema clínico de mucha relevancia para el tratamiento de ortodoncia, por el control tridimensional que debe tenerse para la realización de este. Una alternativa para el control vertical es el uso de los arcos MULTILoop, que, asociados al uso de elásticos intermaxilares, permiten la intrusión del sector posterior. **Objetivos:** Determinar in vitro la presión de los arcos MULTILoop para intrusión del sector posterior. **Materiales y métodos:** Estudio in vitro donde se utilizarán 21 arcos MULTILoop, 7 confeccionados tipo técnica MEAW en Cobalto Cromo (CoCr) 0.017"x0.025" y 14 confeccionados tipo técnica GEAW en Titanio Niobio (TiNb) 0.017"x0.025". Se fabricará un biomodelo con brackets con slot 0.022" x 0.028" tipo Edgewise, en los cuales se instalarán los arcos MULTILoop activados en diferentes angulaciones, asociado al uso de elásticos intermaxilares. Además, con una máquina de ensayo universal se medirá la presión que se ejerce en el sector posterior. Se empleará la prueba de normalidad con Shapiro Wilk, entendiéndose que, si cumple el supuesto de normalidad, se empleará la prueba T de Student para comparar promedios y un

análisis de varianza de ANOVA. Si no se cumple el supuesto, se emplearán las pruebas de U de Mann Whitney y Kruskal Wallis, con un nivel de confianza de 95% y un $p < 0.005$. Estos datos serán analizados, con el programa estadístico STATA v. 17.0.

Palabras Claves: Alambres para Ortodoncia, Técnicas de Movimiento Dental (DeCS)

INTRODUCCIÓN

La mordida abierta anterior (MAA), se considera como un problema vertical y se caracteriza por el no contacto de dientes anteriores y se puede clasificar de origen dentario, esquelético o una combinación de ambos; es una de las maloclusiones más difíciles de tratar, no solo por el control biomecánico, sino por su alta tasa de recidiva, debido a diversos factores asociados a su etiología. Pero la principal causa es la extrusión del sector posterior (por la presencia del tercer molar), que provoca un apiñamiento y así provoca una sobre erupción de las piezas posteriores, a este fenómeno se le conoce como discrepancia posterior. Por tal motivo, antes de iniciar un tratamiento ortodóncico en pacientes de MAA es necesario la extracción de la tercera molar e identificar un plan de tratamiento adecuado para controlar el sector posterior (1-7).

El control del sector posterior, tanto para el aumento como para la disminución de la dimensión vertical, es uno de los tratamientos más complejos de conseguir con

una técnica de arco recto, debido a que los arcos lisos imprimen mucha presión (fuerza que se aplica a una determinada área y que será medida en megapascales) a los dientes posteriores y deben estar asociados al uso de aditamentos especiales, como los mini-implantes, arcos extraorales, planos de mordida posterior, dobleces al arco y elásticos intermaxilares. Sin embargo, esto no permite un control tridimensional, especialmente en el nivel de fuerza que se imprimen a los dientes (5, 8-10). Existen aleaciones que dentro de sus propiedades mecánicas ejercen una menor presión a los dientes, entre los cuales destacan los arcos de Níquel Titanio (NiTi); no obstante, una de sus mayores desventajas es la imposibilidad de doblarse, lo que limita el control tridimensional sobre el diente (11-13).

Entre las técnicas más usadas para el cierre de MAA provocando la intrusión del sector posterior, se encuentra la técnica MEAW (Multiloop Edgewise Arch Wire). Kim y Han (6) propusieron los arcos MEAW como un tratamiento para el control vertical del sector posterior, describiendo que se componen de 5 loops por lado. Los loops tienen forma de L invertida y se encuentran ubicados en la región interproximal de los dientes lateral, canino, primera premolar, segunda premolar, primera molar, segunda molar. Inicialmente fueron desarrollados con una sección transversal de 0.016" x 0.022" de Cromo Níquel (CrNi), en brackets con un slot de 0.022"x 0.028"; observándose que estos arcos permitían un mayor control tridimensional, posibilitando dar dobleces de compensación de 1er, 2do y 3er orden. Actualmente se confeccionan los arcos MEAW con Cromo Cobalto (CrCo) conocido como ELGILOY AZUL, en una sección transversal 0.017"x 0.025", a razón de que esta aleación resiste más la fatiga y las activaciones que se le da al

arco (7).

Los arcos MULTILoop desarrollan niveles de fuerza o carga de deflexión por debajo de los arcos NiTi y Titanio Molibdeno (TiMo), que es otra aleación empleada en ortodoncia. Por tal motivo, los MEAW imprimen en el sector posterior fuerzas más ligeras que permiten un control tridimensional, debido a las características de la aleación, permitiendo hacer dobleces de compensación (14,15).

Una variación de la técnica MEAW es la técnica propuesta por Shirasu y Sato (16), denominada GEAW (GUMMETAL Edgewise Arch Wire). Esta posee los mismos principios de trabajo de la MEAW, pero con loops en forma de I y una aleación de TiNb (un híbrido entre el CrNi y NiTi). Dado esto último, presenta menor carga de deflexión que el CrNi y permite hacer dobleces a diferencia del arco Niti (17-21). Los loops en I cuentan con dos formas, una corta de 2.5 mm y una regular de 3.5mm de altura, usadas para diferentes activaciones en el control vertical del diente (16,17).

Las dos técnicas de arcos MULTILoop son usadas para el tratamiento de MAA, especialmente en el control vertical del sector posterior, pero la biomecánica de las mismas hace que estos arcos trabajen conjuntamente con elásticos intermaxilares (6 onzas de fuerza y 3/16" de diámetro), para controlar los efectos reactivos en el sector anterior, y así estimular mayor efecto de intrusión el sector posterior (6,7,16). Debido a que el TiNb es una nueva aleación empleada en la

técnica GEAW, es necesario conocer sus características, propiedades biomecánicas y compararla con técnicas tradicionales. Lamentablemente, los estudios que aborden esta área son escasos o se limitan a reportes de casos y a opinión de expertos, por lo que merece desarrollarse un sustento teórico, para el uso correcto de técnicas con arcos MULTILoop. Por lo tanto, el propósito del estudio es determinar in vitro la presión de los arcos MULTILoop para intrusión del sector posterior.

OBJETIVOS

Objetivo general

Determinar in vitro la presión de los arcos MULTILoop en el sector posterior.

Objetivos específicos

1. Determinar la presión para la intrusión del sector posterior con arcos MEAW, sin el uso de elásticos intermaxilares.
2. Determinar la presión para la intrusión del sector posterior con arcos MEAW, con el uso de elásticos intermaxilares.
3. Determinar la presión para la intrusión del sector posterior con arcos GEAW loop regular, sin el uso de elásticos intermaxilares.
4. Determinar la presión para la intrusión del sector posterior con arcos GEAW loop regular, con el uso de elásticos intermaxilares.

5. Determinar la presión para la intrusión del sector posterior con arcos GEAW loop corto, sin el uso de elásticos intermaxilares.
6. Determinar la presión para la intrusión del sector posterior con arcos GEAW loop corto, con el uso de elásticos intermaxilares.
7. Comparar la presión de la presión de los para el sector posterior en los diferentes grupos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Tipo del estudio

In vitro.

Muestra

Todos los arcos MULTILoop confeccionados por el propio investigador, siguiendo una estandarización propuesta por el Kim (6) para los arcos MEAW, confeccionados en alambre CrCo 0.017”x0.025” y Shirasu (16) para los arcos GEAW, confeccionados en alambre TiNb 0.017”x0.025” (Anexo 1).

El tamaño muestral se determinará tomando como referencia el trabajo realizado por Meros et al. (9), empleándose la misma muestra de 7 arcos por cada grupo, de acuerdo a los criterios de inclusión. Los alambres seleccionados para la confección de los arcos MULTILoop, pasarán un riguroso proceso de control calidad, para cumplir con los objetivos del estudio; tanto los alambres de CrCo, cuyo nombre comercial es ELGILOY AZUL, y los de TiNb, conocidos como

GUMMETAL®, pertenecen a la marca Rocky Mountain Orthodontics ® (RMO). En total se obtuvieron 21 pies de alambres, distribuidos en 14 de TiNb y 7 de CrCo, que fueron donados por la empresa Sideral Business.

Criterios de selección

Criterios de inclusión

- Todos los arcos MULTILoop realizados con estandarización.
- Arcos GEAW de TiNb 0.017” x 0.025” loop regular
- Arcos GEAW de TiNb 0.017” x 0.025” loop corto
- Arcos MEAW de CrCo 0.017” x 0.025”

Criterios de exclusión

- Arcos de secciones transversales diferentes a la investigación.
- Arcos MEAW sin tratamiento térmico.
- Arcos de otro material o aleación que no corresponde a la investigación.
- Arcos MEAW que no cumplan con la plantilla doblado.

Definición operacional de variables (Anexo 2)

Presión: Magnitud de fuerza que actúa de manera perpendicular sobre una superficie por unidad de área. Para esta investigación, la presión en la región posterior (según la angulación que se le dé a los arcos y al slot de los brackets) será medida a través de una máquina universal de ensayo y expresada en megapascals (MPa). Variable de tipo cuantitativa, continua y de razón, cuyo

valor será en megapascales.

Tipo de aleación en ortodoncia: Composición estructural del alambre de ortodoncia, según la aleación empleada, que para esta investigación se utilizarán las de TiNb y CrCo. Los alambres ortodóncicos que presentan diferencias en su estructura de materia, composición, y proceso de fabricación; los alambres son los encargados de mover los dientes en el tratamiento de ortodoncia y para el presente estudio se usará dos tipos de alambres TiNb y CrCo. Variable cualitativa, dicotómica, nominal y cuyo valor será TiNb o CrCo.

Tipo de Arcos: Clasificación de los alambres de ortodoncia empleados como arcos, para este estudio de emplearán los de tipo MULTILoop, categorizados de tres formas: Arcos GEAW corto, GEAW regular y MEAW. Los alambres se convierten en arcos para hacer instalados en los brackets; Los arcos MULTILoop, disminuyen la fuerza que imprimen a las piezas dentarias, para el estudio usaremos tres formas: Variable cualitativa, nominal, politómica y con valores de GEAW corto, regular y MEAW.

Procedimientos y técnicas

Recolección de la muestra

Se obtendrán 21 unidades de pies alambre: 14 Titanio Niobio (GUMMETAL®, Rock Mountain, Morita, Japan) y 7 Cromo Cobalto (Elgiloy Blue Soft, Rock Mountain, Denver, CO, USA). Ambas aleaciones con una sección transversal de

0.017” x 0.025”, teniendo en cuenta que los lotes donde se tomaron los pies de alambre sean diferentes, para garantizar una selección aleatorizada; finalmente, con los pies de alambre se confeccionarán los arcos MULTILoop.

Preparación de los especímenes

Se procederá a formar 3 grupos, cada uno con 7 juegos de arcos. Para el primer grupo se asignarán los arcos GEAW cortos, donde el arco tiene 10 loops a disposición de 5 loops por lado (Anexo 1). En el segundo grupo, los arcos GEAW regulares, donde el arco tiene 10 loops a disposición de 5 loops por lado, siguiendo el patrón propuesto por Shirasu (16), donde el loop corto mide 2.5mm y el regular 3.5mm y presenta una luz horizontal de 1.3mm. En el tercer grupo serán los arcos MEAW, también de 10 loops a disposición de 5 loops por lado, siguiendo el patrón propuesto por Kim (6) y una medida estandarizada por Yan(14). Para darle una forma exacta a los loops de los arcos, se van a transferir las medidas a una plantilla digitalizada, realizada con el programa the Loop software (dHAL Orthodontic Software, Atenas - Grecia), manteniendo los patrones ya establecidos por los autores (Anexo 3).

Acerca de la distancia entre los loop o espacio interbracket, se tomará como referencia el estudio propuesto por Yang et al. (14), donde se definió el espacio para dientes superiores e inferiores (Anexo 3). El loop se posicionará en la mitad del espacio interbracket para todos los modelos de arcos MULTILoop. Una vez realizado los loops en los tres grupos (GEAW regular, GEAW corto y MEAW), se posicionarán los arcos en un modelo de acrílico estandarizado, que cumpla con

todas las características ideales de oclusión, y se instalarán los brackets sin prescripción (Estándar) con un slot de 0.022”x 0.028” de la marca MORELLI, SP, Brasil. El modelo inferior de acrílico estará montado sobre un articulador en bisagra, que será adaptado para simular el uso de elásticos intermaxilares (EIM).

Los arcos MULTILoop se posicionarán previamente activos con Tip Back (se posicionará al diente de corona a distal y de raíz a mesial) o curva reversa en inferior y superior curva acentuada, sin embargo, en esta investigación solo se trabajará en la arcada inferior. Los arcos se activarán según técnica, los GEAW tendrán una angulación de 60° propuesto por Hasegawa (17) y los MEAW con una angulación de 30° propuesto por Kim (6). Ambos serán activados a partir de distal de los brackets de las primeras premolares y medidos con un transportador, siendo 0° al nivel de los slot de los brackets (Anexo 4).

Proceso de calibración

Los arcos serán confeccionados por un mismo operador siguiendo las plantillas preestablecidas (forma, tamaño y número de loops por hemiarcada). Para calibrar este proceso, los asesores revisarán que los dobleces coincidan con las plantillas, teniendo un índice de coeficiente de correlación intraclase mayor a 0.8 y así corroborar que los dobleces cumplan con los estándares establecidos por los patrones por dichas técnicas (6,14,16), si no cumplen los loops con la forma y tamaño no entrarán al estudio; corroborada la forma y cantidad de los loops, se procederá a dar la forma del arco.

Prueba de laboratorio

Los arcos se evaluarán en una máquina de Ensayo Mecánico Zwick / Roell (Zwick GmbH & Co. KG in Ulm-Einsingen, Germany) modelo Z050 8402 de 50 KN de capacidad, previa prueba de su sensibilidad y especificidad y verificando su buen funcionamiento; en esta evaluación se medirá la presión y fuerza que necesita los arcos hasta llegar a 0°. Se tomarán en 3 puntos: a nivel de segunda premolar, primera molar y segunda molar, de ambos lados; asimismo, la medición se realizará dos veces, la primera sin el uso de EIM y la segunda con el uso de EIM (Energy Pak RMO, Denver, CO, USA), cuya medida será de 3/16 de 6 onzas y una fuerza de 150 gramos, que será medida con un dinamómetro (250/Correx, Haag-Streit AG, Koeniz, Switzerland), cuando se evalúe con el uso de EIM y se ubicará en el primer loop entre canino y primera premolar. Todo esto para determinar la fuerza o presión a nivel de las piezas mencionadas (Anexo 4).

Plan de análisis

Se recolectarán los datos obtenidos de la máquina de ensayo y serán anotados en una ficha (Anexo 5), para posteriormente ser digitado en el programa Excel. Luego, los resultados se analizarán con el programa estadístico STATA v. 17.0 y se calculará la media, desviación estándar. Además, se compararán los promedios entre los grupos de arcos. Posteriormente, se realizará una prueba de normalidad con Shapiro Wilk, entendiéndose que si cumple el supuesto de normalidad, se empleará la prueba T de Student para comparar promedios y un análisis de

varianza de ANOVA. Si no se cumple el supuesto, se emplearán las pruebas de U de Mann Whitney y Kruskal Wallis, con un nivel de confianza de 95% y un $p < 0.005$.

Aspectos éticos del estudio

El presente trabajo es un estudio in vitro, por tal motivo se puede optar a la exoneración por parte del Comité Institucional de Ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia (UPCH); sin embargo, se requiere la aprobación de la Dirección Universitaria de Asuntos Regulatorios de la Investigación (DUARI) de la UPCH.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Nanda R. Esthetics and biomechanics in orthodontics. 2da ed. Riverport Lane: Elsevier; 2015.
2. Burstone CH. The Biomechanical foundation oclinical orthodontics. London: Quintessence Books; 2015.
3. Kim YH, Han UK. The Versatility and Effectiveness of the Multiloop Edgewise Archwire (MEAW) in Treatment of Various Malocclusions. World J Orthod. 2001;2(3):208–18.
4. Sadao S. Orthodontic Therapy using Multiloop Edgewise Archwire. Bull Kanagawa Dent Coll. 2001;11(1):154-6.
5. Uribe GA. Ortodoncia teoría y clínica. Fundamentaos de odontología. 3era ed. Bogotá: Corporación para Investigaciones Biológicas; 2019.

6. González Espinosa D, de Oliveira Moreira PE, da Sousa AS *et al.* Stability of anterior open bite treatment with molar intrusion using skeletal anchorage: a systematic review and meta-analysis. *Prog Orthod.* 21, 35 (2020). <https://doi.org/10.1186/s40510-020-00328-2>
7. Theodoridou MZ, Zarkadi AE, Zymperdikas VF *et al.* Long-term effectiveness of non-surgical open-bite treatment: a systematic review and meta-analysis. *Prog Orthod.* 24, 18 (2023). <https://doi.org/10.1186/s40510-023-00467-2>
8. Laudadio C, Inchingolo AD, Malcangi G, Limongelli L, Marinelli G, Coloccia G, Montenegro V, Patano A, Inchingolo F, Bordea IR, Scarano A, Greco Lucchina A, Lorusso F, Inchingolo AM, Dipalma G, Di Venere D, Laforgia A. Management of anterior open-bite in the deciduous, mixed and permanent dentition stage: a descriptive review. *J Biol Regul Homeost Agents.* 2021 Mar-Apr;35(2 Suppl. 1):271-281. doi: 10.23812/212suppl-27. PMID: 34281324.
9. Nahás-Scocate ACR, Neves MB, de Souza LT, Kasaz ADC, Listik E, da Silva HDP, et al. An in vitro assessment of the influences of different wire materials and bracket systems when correcting dental crowding. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine.* 2020;31: 108
10. De Oliveira J. *Biomecânica para ortodontista.* Minas Gerais: Grupo de Bioengenharia, Universidade estadual de Minas Gerais; 1998.
11. Ferreira M. Aspectos Metalúrgicos das Ligas Utilizadas em Ortodontia. *Journal Brass Of Orthodontics and Orthopedics Dentofacial.* 1998;4(19):49-56.

12. Isaacson R. The Ground Rules for Arch Wire. *Seminars in Orthodontics*. 1995;1:3-11.
13. Quintão CCA, Brunharo IHVP. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. *Rev Dent Press Ortod e Ortop Facial*. 2009;14(6):144–57.
14. Yang WS, Kim BH, Kim YH. A study of the regional load deflection rate of multiloop edgewise arch wire. *Angle Orthod*. 2001;71(2):103-9.
15. Li QS, Li ZH, Wu JY. [An experimental study of the regional load deflection rate of multiloop edgewise arch wire in two dimension brackets]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2008;26(5):486-9.
16. Shirasu A. Sato S. Orthodontic treatment of malocclusion aimed at reconstructing a functional occlusion. Tokyo: Daichi Shika Publishing; 2014.
17. Hasegawa S. A concept of “en bloc” movement of teeth using GUNMETAL wire. Tokyo: Quintessence Publishing Co; 2014.
18. Chang H, Tseng Y. A novel b-titanium alloy orthodontic wire. *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*. 2018;34:202-6.
19. Takada M, Nakajima A, Kuroda S, Horiuchi S, Shimizu N, Tanaka E. In vitro evaluation of frictional force of a novel elastic bendable orthodontic wire. *Angle Orthod*. 2018;88(5):602-10.
20. Meros GC, Gonini AJ, Lopes MB, Paranhos LR, Suzuki SS, Garcez AS. Photoelastic analysis of tension distribution in different orthodontic approaches for closing anterior open bites. *Minerva Stomatol*. 2019;68(5):265-72.

21. Murakami T, Iijima M, Muguruma T, Yano F, Kawashima I, Mizoguchi I.
High-cycle fatigue behavior of beta-titanium orthodontic wires. *Dent Mater J.* 2015;34(2):189-95.

PRESUPUESTO Y CRONOGRAMA

Presupuesto

Alambres	S/.	2500.00
Materiales de escritorio	S/.	250.00
Movilidad	S/.	300.00
Mobiliarios	S/.	250.00
Instrumental	S/.	700.00
Servicios Testadora	S/.	1500.00
COSTO DE LA INVESTIGACIÓN:	S/.	5500.00

Cronograma

Pasos	Set 23	Oct 23	Nov 23	Dic 23	Ene 24	Feb 24
Planteamiento del Problema	X					
Establecimiento de Objetivos	X					
Elaboración del Marco Teórico	X	X	X			
Formulación de Hipótesis		X	X			
Desarrollo de la Metodología	X	X	X			
Presentación del Proyecto de Tesis		X				
Aplicación de Instrumentos				X		
Tabulación de datos				X		
Análisis Estadístico				X		
Creación de tablas, gráficos y cuadros				X		
Comprobación de Hipótesis				X	X	
Discusión de los Resultados					X	
Interpretación de datos					X	
Conclusiones y Redacción de Informe Final de Tesis					X	
Sustentación de Informe Final de Tesis						X

ANEXOS

Anexo 1. Diseño de los arcos Multiloop MEAW Y GEAW

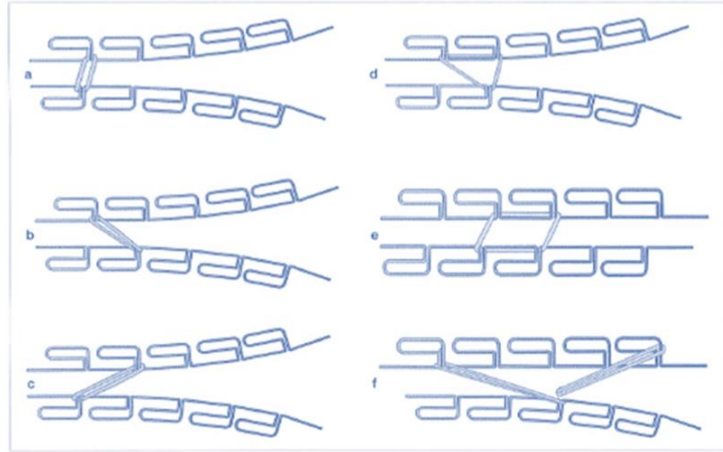


Figura 1. Arcos MEAW confeccionados con CoCr 0.017"x0.025"

Fuente: Sadao S. Orthodontic Therapy using Multiloop Edgewise Archwire. Bull Kanagawa Dent Coll. 2001;11(1):154-156.

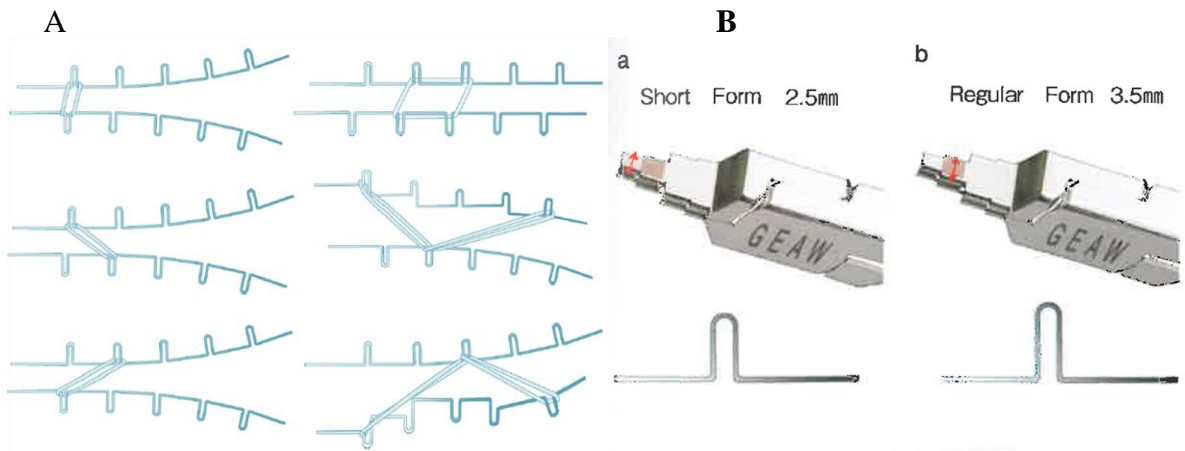


Figura 2. A. Arcos GEAW confeccionados con TiNb 0.017"x0.025" B. Las dos formas del loop corto y regular.

Fuente: Fuente: Shirasu A. Sato S. Orthodontic treatment of malocclusion aimed at reconstructing a functional occlusion. Tokio. Japan: Daichi Shika Publishing; 2014.

Anexo 2. Operacionalización de variables

Variable	Definición conceptual	Definición Operacional	Tipo	Categoría y Escala	Valores
Presión	Definida como la magnitud de fuerza que actúa de manera perpendicular sobre una superficie por unidad de área	Presión en la zona regional posterior, según la angulación que se le dé a los arcos y estos llevarlos al slot de los brackets, que será medida a través de una máquina universal de ensayo	Cuantitativa	Continua De razón	Megapascals
Tipo de aleación	Los alambres ortodóncicos que presentan diferencias en su estructura de materia, composición, y de proceso de fabricación.	Los alambres son los encargados de mover a los dientes, en el tratamiento de ortodoncia.	Cualitativa	Dicotómica Nominal	1: Titanio Niobio 2: Cromo Cobalto
Tipo de arco	Los alambres se convierten en arcos para hacer instalados en los brackets.	Los arcos MULTILoop, disminuyen la fuerza que imprimen a las piezas dentarias.	Cualitativa	Politómica Nominal	1: GEAW Corto 2: GEAW Regular 3: MEAW

Anexo 3. Preparación de especímenes

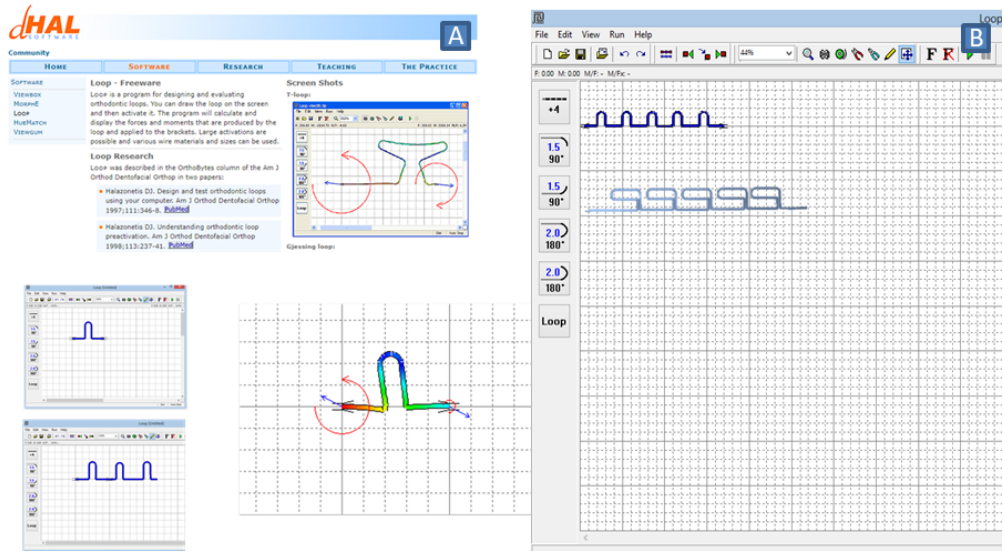


Figura 03. A. Programa The Loop software B. Diseño del loop de los arcos.

Fuente: Elaboración propia.

Región interbracket	Superior	Inferior
Incisivo central e incisivo lateral	7 mm	5 mm
Incisivo lateral y canino	6.5 mm	5 mm
Canino y primera premolar	5 mm	5 mm
Primera premolar y segunda premolar	5 mm	5mm
Segunda premolar y primera molar	7 mm	7 mm
Primera molar y segunda molar	7 mm	9 mm

Cuadro 01. Espacio interbracket, propuesto por el Dr. Yang (14)

Fuente: Elaboración propia.

Anexo 4. Preparación para prueba en laboratorio



Figura 4. Arcos MEAW instalados en los dientes pero sin activación del sector posterior con angulación de 30° a partir de la primera premolar.

Fuente: Elaboración propia.

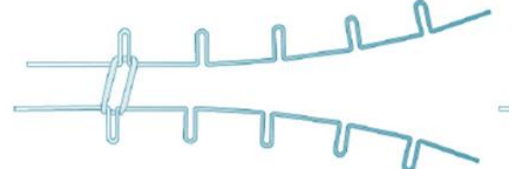


Figura 5. Arcos MEAW y GEAW asociados al uso de EIM en los primeros loops.

Fuente: Elaboración propia.

Anexo 5. Ficha de recolección de datos

PRESIÓN DE LOS ARCOS EN EL SECTOR POSTERIOR (Gramos)							
	Sin elásticos intermaxilares			Con elásticos intermaxilares			
	2 PM	1M	2M	2PM	1M	2M	
GEAW Regular							
1							
2							
3							
4							
5							
6							
7							
Promedio							

PRESIÓN DE LOS ARCOS EN EL SECTOR POSTERIOR (Gramos)							
	Sin elásticos intermaxilares			Con elásticos intermaxilares			
	2 PM	1M	2M	2PM	1M	2M	
GEAW Corto							
1							
2							
3							
4							
5							
6							
7							
Promedio							

PRESIÓN DE LOS ARCOS EN EL SECTOR POSTERIOR (Gramos)							
	Sin elásticos intermaxilares			Con elásticos intermaxilares			
	2 PM	1M	2M	2PM	1M	2M	
MEAW							
1							
2							
3							
4							
5							
6							
7							
Promedio							

III. CONCLUSIONES

Del presente trabajo de investigación se concluye que:

1. Con respecto al trabajo de docencia universitaria estomatológica, con el desarrollo del silabo permite al alumno de manera ordenada y estructurada conocer las aleaciones y su implicancia clínica en el tratamiento de ortodoncia, como conocer cuál es el momento o etapa adecuada para cada aleación y saber usarlo de manera eficiente.
2. Con respecto al trabajo de análisis crítico de literatura estomatológica, al realizarlo nos permite conocer la calidad metodológica de cada artículo científico, reconocer sesgos que se producen en la elaboración de un trabajo de investigación; y así con herramientas metodológicas poder reconocer y escoger la mejor evidencia científica en la abundante literatura que existe acerca de un tema específico.
3. Con respecto al trabajo de proyecto de investigación en estomatología, se busca evaluar la presión de los arcos MULTILOOP para la intrusión del sector posterior. Esto se realizará usando nuevas aleaciones y así conocer cómo actúa en el tratamiento ortodóncico.

IV. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Alikhani M. *Mechanotherapy in orthodontics*. 1ra ed. New York: CTOR; 2014.
2. Burstone CH. *The Biomechanical foundation oclinical orthodontics*. London: Quintessence Books; 2015.
3. Chang H, Tseng Y. A novel b-titanium alloy orthodontic wire. *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*. 2018;34:202-6.
4. De Oliveira J. *Biomecânica para ortodontista*. Minas Gerais: Grupo de Bioengenharia, Universidade estadual de Minas Gerais; 1998.
5. Ferreira M. Aspectos Metalúrgicos das Ligas Utilizadas em Ortodontia. *Journal Brass Of Orthodontics and Orthopedics Dentofacial*. 1998;4(19):49-56.
6. González Espinosa D, de Oliveira Moreira PE, da Sousa AS *et al*. Stability of anterior open bite treatment with molar intrusion using skeletal anchorage: a systematic review and meta-analysis. *Prog Orthod*. 21, 35 (2020). <https://doi.org/10.1186/s40510-020-00328-2>
7. Hasegawa S. A concept of “en bloc” movement of teeth using GUNMETAL wire. Tokyo: Quintessence Publishing Co; 2014.
8. Isaacson R. The Ground Rules for Arch Wire. *Seminars in Orthodontics*. 1995;1:3-11.
9. Kim YH, Han UK. The Versatility and Effectiveness of the Multiloop Edgewise Archwire (MEAW) in Treatment of Various Malocclusions. *World J Orthod*. 2001;2(3):208–18.
10. Laudadio C, Inchingolo AD, Malcangi G, Limongelli L, Marinelli G,

- Coloccia G, Montenegro V, Patano A, Inchingolo F, Bordea IR, Scarano A, Greco Lucchina A, Lorusso F, Inchingolo AM, Dipalma G, Di Venere D, Laforgia A. Management of anterior open-bite in the deciduous, mixed and permanent dentition stage: a descriptive review. *J Biol Regul Homeost Agents*. 2021 Mar-Apr;35(2 Suppl. 1):271-281. doi: 10.23812/212suppl1-27. PMID: 34281324.
11. Li QS, Li ZH, Wu JY. [An experimental study of the regional load deflection rate of multiloop edgewise arch wire in two dimension brackets]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2008;26(5):486-9.
 12. Meros GC, Gonini AJ, Lopes MB, Paranhos LR, Suzuki SS, Garcez AS. Photoelastic analysis of tension distribution in different orthodontic approaches for closing anterior open bites. *Minerva Stomatol*. 2019;68(5):265-72.
 13. Murakami T, Iijima M, Muguruma T, Yano F, Kawashima I, Mizoguchi I. High-cycle fatigue behavior of beta-titanium orthodontic wires. *Dent Mater J*. 2015;34(2):189-95.
 14. Nahás-Scocate ACR, Neves MB, de Souza LT, Kasaz ADC, Listik E, da Silva HDP, et al. An in vitro assessment of the influences of different wire materials and bracket systems when correcting dental crowding. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2020;31: 108.
 15. Nanda R. *Esthetics and biomechanics in orthodontics*. 2da ed. Riverport Lane: Elsevier; 2015.

16. Quintão CCA, Brunharo IHVP. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. *Rev Dent Press Ortod e Ortop Facial*. 2009;14(6):144–57.
17. Sadao S. Orthodontic Therapy using Multiloop Edgewise Archwire. *Bull Kanagawa Dent Coll*. 2001;11(1):154-6.
18. Shirasu A, Sato S. Orthodontic treatment of malocclusion aimed at reconstructing a functional occlusion. Tokio: Daichi Shika Publishing; 2014.
19. Takada M, Nakajima A, Kuroda S, Horiuchi S, Shimizu N, Tanaka E. In vitro evaluation of frictional force of a novel elastic bendable orthodontic wire. *Angle Orthod*. 2018;88(5):602-10.
20. Theodoridou MZ, Zarkadi AE, Zymperdikas VF *et al*. Long-term effectiveness of non-surgical open-bite treatment: a systematic review and meta-analysis. *Prog Orthod*. 24, 18 (2023).
<https://doi.org/10.1186/s40510-023-00467-2>
21. Uribe GA. Ortodoncia teoría y clínica. Fundamentos de odontología. 3era ed. Bogotá: Corporación para Investigaciones Biológicas; 2019.
22. Yang WS, Kim BH, Kim YH. A study of the regional load deflection rate of multiloop edgewise arch wire. *Angle Orthod*. 2001;71(2):103-9.

V. ANEXOS

Anexo. Artículo empleado para el análisis crítico de literatura estomatológica

Journal of Materials Science: Materials in Medicine (2020)31:108
https://doi.org/10.1007/s10856-020-06428-z

CLINICAL APPLICATIONS OF BIOMATERIALS

Original Research



An in vitro assessment of the influences of different wire materials and bracket systems when correcting dental crowding

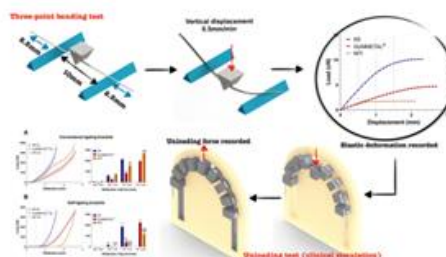
Ana Carla Raphaeli Nahás-Scocate¹ · Marcos Bitencourt Neves¹ · Lucas Torres de Souza¹ · Alline de Cerqueira Kasaz² · Eduardo Listik³ · Hélio Doyle Pereira da Silva^{1,2} · Paolo Maria Cattaneo⁴ · Marcos Coral Scocate⁵ · Dimorvan Bordin² · Murilo Matias¹

Received: 16 March 2020 / Accepted: 24 September 2020
© Springer Science+Business Media, LLC, part of Springer Nature 2020

Abstract

A recently developed orthodontic wire alloy known as GUMMETAL[®] is claimed to deliver more physiological forces to correct dental mispositioning. However, its mechanical characteristics have not been fully characterized yet. This study aimed to determine and compare the elastic properties of different wire alloys, such as nickel–titanium (NiTi), stainless steel (SS), and GUMMETAL[®], and assess their unloading forces when combined with either conventional or self-ligating brackets (CL and SL) when correcting dental crowding. All wires had a 0.016" cross-section diameter. A three-point bending test was performed to assess the maximum deflection of each wire. Then, a subsequent analysis measured the unloading force for each wire/bracket system in a dental crowding clinical simulation device. The test was carried out in a universal testing machine with a cross-speed displacement of 0.5 mm/min. Data were recorded in different ranges and statistically evaluated using two-way analysis of variance. GUMMETAL[®] displayed higher unloading mean forces in SL brackets (2228.78 cN) than CL brackets (1967.38 cN) for the 1.6–3.0 deflection interval ($p = 0.018$). Within this interval, NiTi showed higher forces when used with CL brackets (2683.06 cN) than with SL brackets (1179.66 cN) ($p < 0.0001$). For the CL bracket systems, SS wires showed higher forces (2125.31 cN) in the 1.0–1.6 deflection interval than the other two wire alloys (NiTi, 1541.52 cN and GUMMETAL[®], 852.65 cN) ($p < 0.0001$). SS wires also displayed lower forces with SL brackets (1844.01 cN) than in CL brackets (2125.31 cN) ($p = 0.049$). Thus, only GUMMETAL[®] revealed to be an optimal choice for SL brackets, whereas NiTi for CL brackets.

Graphical Abstract



✉ Dimorvan Bordin
dimorvan_bordin@hotmail.com

¹ Department of Orthodontics, Univeritas UNG, Praça Tereza Cristina, 229, Guarulhos, SP 07023-070, Brazil

² Department of Restorative Dentistry, Univeritas UNG, Praça Tereza Cristina, 229, Guarulhos, SP 07023-070, Brazil

³ Department of Pathology, University of Alabama at Birmingham, 1824 6th Avenue South, Birmingham, AL 35294, USA

⁴ Department of Dentistry and Oral Health, Aarhus University, Vennelyst Boulevard, 9 building 1610, 486, 8000 Aarhus C, Denmark

⁵ Coraldent®, Rua Ibitirama, 987/989, São Paulo, SP 03133-100, Brazil

1 Introduction

The orthodontic tooth movement (OTM) concept regards the alveolar bone (re)modeling, which may be derived by the applied forces of mechanical forces through orthodontic appliances, composed of brackets and wires [1, 2]. The frequency and magnitude of orthodontics forces must be considered to determine the appropriate biomechanics for each patient's bone condition [3, 4], although the concept of an optimal force has been on debate for the past 80 years.

Forces under the optimal level cause no periodontal ligament reaction in which no tooth movement occur; on the other hand, overloading might lead to tissue necrosis, which prevents frontal bone loss. Thus, OTM cannot occur until resorption has eliminated the necrotic tissue [5, 6].

Several orthodontic appliances and wire materials are commercially available to optimize treatment, but the correct selection of the bracket design or wire alloys is left to the clinician, as different friction and elastic properties are essential to achieve a controlled movement during tooth movement [1, 2]. Nickel–titanium (NiTi) orthodontic wires (50% nickel and 50% titanium) are currently indicated for the initial leveling and alignment stages of orthodontic treatment due to the material's high elastic limits and resilience, and a low modulus of elasticity [7]. However, because NiTi wires are not shapeable, undesirable OTM may occur [8]. After the leveling stage, more robust materials, such as stainless steel (SS) or a titanium–molybdenum alloy (TMA), are typically used, as they are easier to reshape and to make contact with the bracket; thus, improving torque control. However, these materials have to be manually bent, and if not correctly applied, periodontal ligament overloading, root resorption, and bone loss may occur [9, 10].

A new β -titanium (β Ti) alloy, named GUMMETAL[®], has been suggested to display more favorable biomechanical properties than other known wire material. This multifunctional β Ti alloy, developed in 2003, has a β -type, body-centered, cubic crystal structure, composed of titanium–niobium–tantalum–zirconium (Ti-36Nb-2Ta-3Zr-0.3O) [7, 11, 12]. GUMMETAL[®] is made of biocompatible and nontoxic atomic elements, and it is claimed to possess ultra-high-strength, an ultra-low Young's modulus, high flexibility, superelasticity (without hysteresis) [11]. These GUMMETAL[®] mechanical properties make this alloy an ideal candidate for applying it during all phases of orthodontic treatment [13]. Additionally, GUMMETAL[®] possesses ultra-high-strength bendability and has a low friction coefficient between a bracket and its attached wire, enabling a continuous and smoothly applied loading force [13]. Considering its high mean resilience property, it can enable a wide range of tooth movement. Although this alloy appears to be promising for clinical use, scientific evidence regarding its effectiveness remains scarce and studies

assessing GUMMETAL[®] performance in different brackets designs (i.e., self-ligating, SL, or conventional ligating, CL) have not been previously performed.

The demand for this wire by orthodontic professionals has continuously grown, although the effectiveness of GUMMETAL[®] for aligning crowded teeth has not been scientifically explored, nor comparisons have been made when using this alloy with metallic CL and SL brackets. During OTM, wires are deflected due to the misalignment of the dental position.

The ability of a deflected wire to move the tooth into an optimal position is known as the unloading force, during crowding correction. Besides the wire elastic property, tooth movement may be influenced by the friction between wire and bracket, as well as the brackets' design. If this deflection surpasses the alloy's elastic limit, no alignment will occur.

Previous studies have characterized β Ti alloys; however, GUMMETAL[®] has been recently introduced for orthodontic purposes. Due to the absence of scientific data that include the newer β Ti classes, the aims of this *in vitro* study were to determine property of GUMMETAL[®] and compare to other alloys (i.e., NiTi and SS) and assess their unloading forces when used in combination with CL and SL brackets when correcting dental crowding.

2 Materials and methods

2.1 Experimental design

This study was divided into two phases (Fig. 1). First, the maximum deflection of each wire alloy was assessed: SS and NiTi from 3M Unitek (California, USA) and GUMMETAL[®] from Rock Mountain Morita Corporation (Tokyo, Japan); in which a three-bending test was performed for three different wire materials [14–16]. All wires had the same circular cross-section diameter (0.016").

The elastic limit was used as a reference to initially deform the archwires in the second section of this study, in which the bracket-wire combination design was tested in a dental crowding simulation. This clinical simulation device was used with each wire material combined with either CL or an SL bracket system. The test was carried out using a universal testing machine with a 50 N loading cell underwater (37 °C). The wire was displaced, and the unloading force (i.e., the returning of the wire for the initial position) was measured.

2.2 Three-point bending test

A digital caliper (Mitutoyo, São Paulo, Brazil) was used to standardize a 30-mm length of the 0.016" cross-section

Fig. 1 Experimental design of the study. Initially, the elastic deformation limit of each wire material (SS, GUMMETAL, and NiTi) was characterized using a three-point bending test; these data were used as a reference for the second phase, where a clinical simulation device was used to simulate a dental crowding and measure the unloading force of each wire combined with a CL or SL bracket design

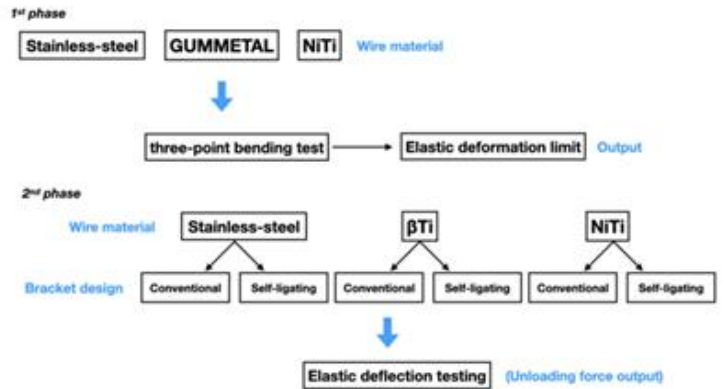
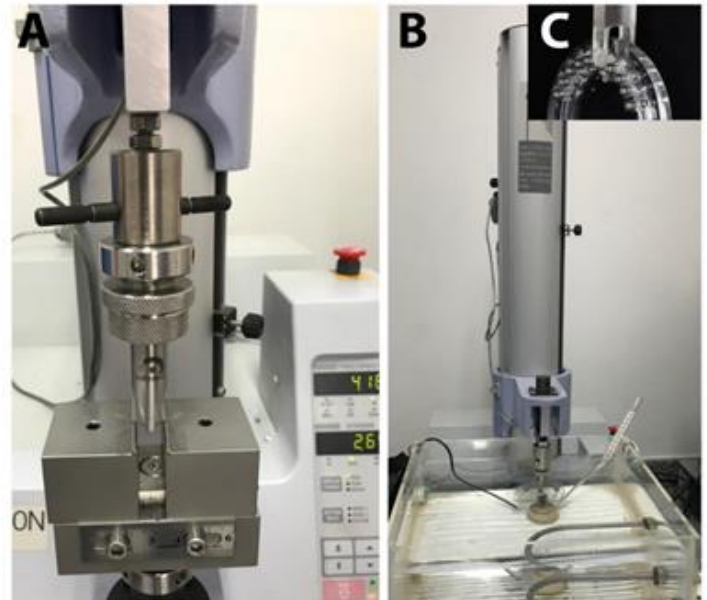


Fig. 2 Representative image of the experimental setups. **a** First study phase: the three-point bending test was performed in the EZ Test 500 N universal mechanical assay machine with the supports for the three points bending separated by 10 mm. **b** Second study phase: the clinical simulation testing setup. **c** The parabolic clinical simulation device, in which the tip of the activation element from the universal mechanical assay machine was positioned. The simulation device would have either a CL or SL bracket systems, and different archwire alloys attached for the different experimental assessments (Fig. 3)



diameter wires: SS, NiTi, and GUMMETAL®. Seven replicates of each type of wire were sectioned and mounted into the EZ Test 500 N universal mechanical assay machine (Shimadzu, Kyoto, Japan), into the supports for the three points bending, each separated by 10 mm (Fig. 2a). A triangular indenter was centrally positioned, and the test was performed at 0.5 mm/min vertical cross speed, using a universal testing machine, with a 50 N loading cell (Shimadzu, Kyoto, Japan). All test parameters and sample sizes were in accordance with ISO 15841:2007-01 (Dentistry—wires for use in orthodontics) [16]. The Shimadzu Trapezium 2 software (version 2.33, Shimadzu, Kyoto, Japan) was used to record the load force vs. displacement. The

elastic limit was also recorded, to standardize the maximum preset deformation of each wire for the loading test.

2.3 Unloading test (clinical simulation)

The procedures used in this clinical simulation have been standardized and used previously [14–17]. The employed CL systems were Advanced brackets, Roth prescription (Orthometric®, São Paulo, Brazil), and the SL systems were DAMON® Q™ brackets Ormco (Orange, USA).

CL or SL brackets were fixed onto a parabolic clinical simulation device, using cyanoacrylate glue (Superbonder, Loctite, São Paulo, Brazil). All brackets had 0.022"



Fig. 3 Clinical simulation device where the central bracket was downward displaced based on the three-point bending output (-3 mm for GUMMETAL and NiTi and 1.6 mm for SS). The indenter was upward displaced, and the unloading force was recorded until the central bracket reached the initial position

(height) \times 0.028" (depth) dimensions and were vertically aligned using a 0.021" (height) \times 0.025" (depth) SS archwire. Seven archwires (0.016" cross-section diameter) of each alloy (i.e., SS, NiTi, or GUMMETAL[®]) were positioned onto CL and SL brackets. The wires were fixed onto CL brackets using Super Slick[®] Mini Stix Ligature Ties (TP Orthodontics; La Porte, Indiana, USA), with an outer diameter of 3.23 mm, using conventional methods (i.e., "O" shaped). The apparatus was immersed in water, at 37 ± 2 °C, and positioned into the EZ Test 500 N universal mechanical assay machine, with a 50-N cell load connected.

The tip of the activation device was positioned into the structure represented by the maxillary first central incisor, which could be moved along the buccolingual direction (Figs. 2b, c and 3).

The loading force and displacement values were set to zero, and the indenter was positioned into the cylinder and vertically displaced by 3 mm, for GUMMETAL[®] and NiTi archwires, and by 1.6 mm, for the SS archwires, according to the results obtained from the three-point bending test of the first phase of this study. The indenter was displaced upwards, at a 0.5 mm/min cross speed, and the unloading force was measured. The Shimadzu Trapezium 2 software recorded unloading forces (cN) vs. displacement (mm).

2.4 Statistical analysis

Data were analyzed using IBM SPSS, version 20 (New York, USA). Sample size was $n = 7$, all measurements were divided into four classes (0.0–0.5; 0.5–1.0; 1.0–1.5/1.6; 1.5/1.6–3.0), and the Kolmogorov–Smirnov normality test was

applied. A two-way analysis of variance was used to assess significant differences between the effects observed among the tested materials and bracket systems. Data are plotted as the mean \pm standard error of the mean, and statistical significance was set to 5% for all analyses. Graphs were constructed in GraphPad Prism 8.0 (California, USA).

3 Results

3.1 GUMMETAL[®] deforms more uniformly than other tested wire materials

Figure 4a shows the load (cN) vs. displacement (mm) curve for each wire during the tree-bending test; Fig. 4b shows the mean load for each range. For statistical purposes, the displacements induced in each alloy were divided into four different intervals. For the 0.0–0.5 displacement interval, a higher loading charge was required to significantly deform the SS wires (2.00 cN) when compared with the GUMMETAL[®] (0.65 cN) and NiTi wires (0.62 cN). In the higher displacement intervals, SS still required higher forces to be deformed, and GUMMETAL[®] also needed higher loading charges when compared to NiTi. These tendencies could be observed until the 1.5–3.0 displacement interval (SS, 9.89 cN; GUMMETAL[®], 4.33 cN; and NiTi, 1.75 cN).

The curves, shown in Fig. 4a, demonstrate that NiTi wires deform while delivering lower loading forces, with a concise linear pattern (0.0–0.5 displacement). SS wires, in contrast, are characterized by a more significant reaction force, especially for the lower displacement range (0.0–1.0), and possess a broader linear range. GUMMETAL[®] also deforms uniformly but delivered lower forces compared to SS.

3.2 GUMMETAL[®] reveals different force distribution behaviors between bracket systems

Figure 5 shows the unloading forces applied by the different archwire materials during different deflection ranges when combined with either CL (Fig. 5a) or SL (Fig. 5b) bracket systems. In this particular study, higher forces and lower friction were viewed as positive characteristics for the ability to reverse dental crowding [18, 19].

When using CL brackets, NiTi archwires displayed higher unloading forces in the 1.6–3.0 deflection interval (2683.06 cN). This particular interval was assessed for SS wires, which did not achieve deflections of this magnitude, based on the results of the three-point bending test. Additionally, the NiTi archwires achieved higher unloading forces than GUMMETAL[®] archwires for the 1.0–3.0 range. From 1.0 to 1.6 range SS, 2125.31 cN; NiTi, 1541.52 cN; and GUMMETAL[®], 852.65 cN. From 1.6 to 3.0 range; NiTi, 2683.06 cN; and GUMMETAL[®], 1967.38 cN. The SS

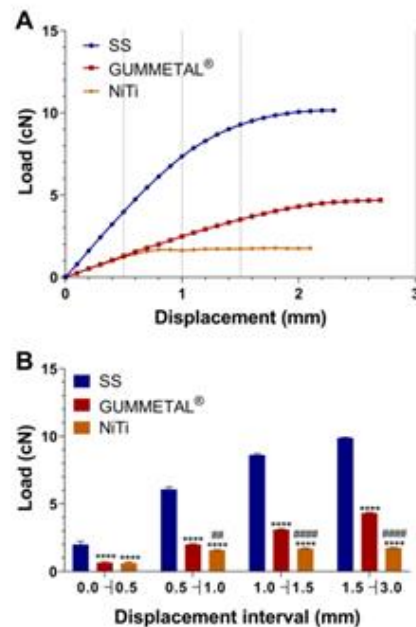


Fig. 4 SS requires higher forces for deformation, whereas GUMMETAL® reveals a displacement uniformity. The three-point bending test results, in which **a** the forces vs. displacements for each alloy are plotted. **b** Statistical comparisons between each wire material. **** $p < 0.0001$ SS vs. GUMMETAL® or NiTi; ** $p < 0.01$, **** $p < 0.0001$ GUMMETAL® vs. NiTi

archwires only displayed an optimal performance for a very short deflection range (1.1–1.6).

The results for the SL bracket systems differed from those for the CL brackets. GUMMETAL® displayed higher unloading forces in SL brackets (2228.78 cN) than in CL brackets (1967.38 cN) for the 1.6–3.0 deflection interval; for the same range, NiTi showed higher forces when used in the CL brackets (2683.06 cN) than when used with the SL brackets (1179.66 cN). For the CL bracket systems, SS archwires imposed the highest forces (CL, 2125.31 cN) in the 1.0–1.6 deflection interval than the other two wires (NiTi, 1541.52 cN; and GUMMETAL®, 852.65 cN). SS archwires also displayed lower forces in SL brackets (1844.01 cN) than in CL brackets (2125.31 cN). However, the most interesting aspect observed when SL systems were combined with GUMMETAL® was the linear display of forces exhibit by the archwires in the deflection range from 0.8 to 2.6 (Fig. 5b).

4 Discussion

The elastic properties of orthodontic wires have improved as newer alloys have been developed. SS wires can be molded

and deliver low friction; however, they are unable to achieve high degrees of deformation before reaching their elastic limit [20, 21]. These findings corroborate with the results of the present study, where SS showed a 1.6 mm deflection limit during the three-point bending representing the most rigid alloy tested. The NiTi and GUMMETAL® showed 3 mm of displacement, keeping within the elastic bound and indicating higher elastic properties than SS [22, 23].

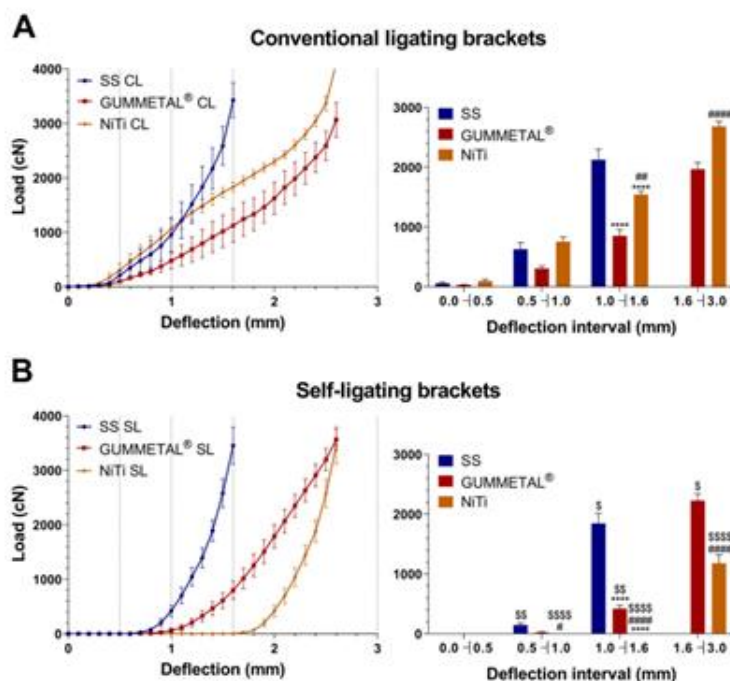
To overcome these limitations, NiTi wires were developed; they are superelastic and deliver lower forces given the same deformation and have low moldability [24, 25]. This behavior suggested the use of NiTi alloys at the beginning of orthodontic treatments to promote dental alignment, followed by SS wires used for the intermediary and final phase of tooth alignment. Changing wires during orthodontic treatment increases costs and also overall treatment time; additionally, the order of which archwires alloys to employ relies solely on professional experience. The use of GUMMETAL®, a specific type of β Ti, has been proposed as a new alloy for orthodontic purposes due its high elasticity, moldability, and low rigidity [11, 26]; this wire seems to have the most remarkable mechanical properties described for an orthodontic wire making it suitable for use during all treatment phases [11].

In the second phase of this study, it was investigated how the different wire alloys interacted with different bracket systems. SL brackets were developed as an alternative for CL systems, to reduce the friction between the bracket and the wire, which is more biomechanically favorable for the teeth and periodontium [27]. Additionally, SL brackets seem to induce less biofilm retention and apply lower force levels than CL brackets, however, both brackets systems are still under a matter of discussion [28–30].

According to the results of the clinical simulation assay, GUMMETAL® has shown a more linear unloading behavior when connected to SL than the CL bracket system. Figure 5b showed that GUMMETAL® delivered unloading forces from 0.5 to 3.0 mm of deflection range following a linear pathway, indicating that it could be suitable for use from small (0.5 mm) to 3.0 mm dental crowding corrections. Nevertheless, NiTi only provided unloading forces from 1.6 to 3.0 mm, which limits its use for more pronounced crowding occurrences. Lastly, SS delivered forces from 0.5 to 1.6 mm, limiting its use to small corrections.

The more continuous and smoother behavior of GUMMETAL® could be attributed to its lower bending elastic modulus, bending strength, and fatigue limit [31]. Once GUMMETAL® has high mean resilience, which represents the energy storage capacity combined to its strength and elasticity, it is more suitable to achieve a wide ranging of tooth movement compared with the other alloys [31]. Additionally, since GUMMETAL® is nickel free, it can be used as an alternative material for patients who have nickel

Fig. 5 Unlike SS or NiTi archwires, GUMMETAL® shows distinct force behaviors in different bracket systems. The clinical simulation test was performed to compare unloading forces vs. deflections in teeth when using different wire materials with either a CL or b SL bracket systems. **** $p < 0.0001$ SS vs. GUMMETAL® or NiTi; ** $p < 0.01$, **** $p < 0.0001$ GUMMETAL® vs. NiTi; ⁵ $p < 0.05$, ^{SS} $p < 0.01$, ^{SSSS} $p < 0.0001$ CL vs. SL



allergy [7, 31]. These results are in accordance with Murakami et al. [31], which reported a continuous light force delivery for GUMMETAL® compared to TMA and Resolve, both β Ti-derived alloys. This plastic behavior without crystal motion dislocation occurs due to oxygen addition and proper cold working [11, 12, 32]. In contrast, GUMMETAL® delivered lower unloading forces than NiTi and SS when combined with CL brackets; these might be attributed to a wire-bracket interaction, mainly due to the high friction achieved by the ligatures [33].

Considering the CL bracket system, the results of this study suggest that NiTi archwires are more suitable to be applied during the initial stages of dental crowding correction since it delivers higher and continuous unloading forces, from 0.2 to 3.0 mm range than GUMMETAL®. Additionally, SS archwires could potentially be applied during a later phase of treatment; however, its application may be limited as it may be adequate for dental deflections of up to 1.6 mm due to its rigid characteristic [33].

This study was limited to evaluate a single wire circular cross-section diameter (i.e., 0.016"). No rectangular cross-section or additional alloys were considered; no TMA wires were included for comparisons since they were not commercially available at the same 0.016" cross-section diameter. Although GUMMETAL® seems to have promising mechanical advantages, it still has a higher cost than other alloys. Moreover, its worldwide reach is still limited.

The literature is still lacking scientific evidence for GUMMETAL® uses; this study has provided insights regarding the mechanical response by this new alloy proposed for orthodontic use, and compared to other well-known alloys (i.e., SS and NiTi). Nevertheless, this study used a controlled clinical simulation tested underwater. Future randomized clinical trials are necessary to confirm these findings and support its safe use as well as the periodontium biological response.

5 Conclusions

Based on the results of the clinical simulation testing, NiTi appears to be the most appropriate alloy for use in combination with CL systems, whereas GUMMETAL® appears to be best suited for use with SL brackets for dental crowding correction. Both NiTi and GUMMETAL® wires have shown elastic property up to a 3 mm deflection, while SS was limited to 1.6 mm.

Acknowledgements We appreciate the support of Coraldent® that provided as a gift all GUMMETAL® archwires for this research.

Author contributions ACRN-S, MBN, LTS, ACK, DB, and MM collected data, HDPS performed data curation, MCS acquired funds and resources, PMC provided a critical analysis of the data, ACRN-S and EL drafted and revised the paper. All authors approved the final version of this document.

Compliance with ethical standards

Conflict of interest The authors declare that they have no conflict of interest.

Publisher's note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

References

- Zheng M, Liu R, Ni Z, Yu Z. *Orthod Craniofac Res*. 2017;20:127. <https://doi.org/10.1111/ocr.12177>.
- Papageorgiou SN, Koletsi D, Iliadi A, Peltomaki T, Eliades T. *Eur J Orthod*. 2019. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjz094>.
- Nahas-Scocate AC, de Siqueira Brandao A, Patel MP, Lipiec-Ximenez ME, Chilvarquer I, do Valle-Corotti KM. *Angle Orthod*. 2014;84:279. <https://doi.org/10.2319/031213-211.1>.
- Nanda R. *Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics*. St. Louis: Elsevier Inc.; 2005.
- Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. *Angle Orthod*. 2003;73:86. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2003\)0732:0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2003)0732:0.CO;2).
- Schwarz AM. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *Int J Orthod*. 1932;18:331.
- Nordstrom B, Shoji T, Anderson WC, Fields HW, Beck MF, Kim DG, et al. *Angle Orthod*. 2018;88:348. <https://doi.org/10.2319/061417-393.1>.
- Phermsang-Ngarm P, Charoemratrote C. *Angle Orthod*. 2018;88:425. <https://doi.org/10.2319/090317-589.1>.
- Puttaravuttiorn P, Wongsuwankert M, Charoemratrote C, Lindauer SJ, Leethanakul C. *Angle Orthod*. 2018;88:35. <https://doi.org/10.2319/071017-456.1>.
- Ramanathan C, Hofman Z. *Eur J Orthod*. 2009;31:578. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjp058>.
- Chang HP, Tseng YC. *Kaohsiung J Med Sci*. 2018;34:202. <https://doi.org/10.1016/j.kjms.2018.01.010>.
- Gloriant T, Besse M, Castany P, Cornen M, Gordin DM, Laillé D. How Oxygen Influences the Deformation Mechanism of the "Gum Metal" Titanium Alloy Composition. *Mater Sci*. 2012;492:706–9.
- Hasegawa S. A concept of "en bloc" movement of teeth using gummetal wires. Tokyo: Quintessence Publishing; 2014.
- Yanaru K, Yamaguchi K, Kakigawa H, Kozono Y. *Dent Mater J*. 2003;22:146. <https://doi.org/10.4012/dmj.22.146>.
- Nucera R, Gatto E, Borsellino C, Aceto P, Fabiano F, Matarese G, et al. *Angle Orthod*. 2014;84:541. <https://doi.org/10.2319/060213-416.1>.
- Alobeid A, Dirk C, Reimann S, El-Bialy T, Jäger A, Bourauel C. *J Orofac Orthop*. 2017;78:241. <https://doi.org/10.1007/s00056-016-0078-5>.
- Matias M, Freitas MR, Freitas KMS, Janson G, Higa RH, Francisconi MF. *J Appl Oral Sci*. 2018;26:e20170220. <https://doi.org/10.1590/1678-7757-2017-0220>.
- Nishio C, da Motta AF, Elias CN, Mucha JN. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;125:56. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2003.01.005>.
- Johnson G, Walker MP, Kula K. *Angle Orthod*. 2005;75:95. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2005\)0752:0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2005)0752:0.CO;2).
- Hobbelink MG, He Y, Xu J, Xie H, Stoll R, Ye Q. *Prog Orthod*. 2015;16:37. <https://doi.org/10.1186/s40510-015-0109-6>.
- Kusy RP, Whitley JQ. *Semin Orthod*. 1997;3:166. [https://doi.org/10.1016/s1073-8746\(97\)80067-9](https://doi.org/10.1016/s1073-8746(97)80067-9).
- Pernier C, Grosgeat B, Ponsionnet L, Benay G, Lissac M. *Eur J Orthod*. 2005;27:72. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjb076>.
- Koike F, Maruo H, Lacerda-Santo R, Pithon MM, Tanaka OM. Mechanical properties of orthodontic wires on ceramic brackets associated with low friction ligatures. *Revis Odontol UNESP*. 2017;46:125.
- Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1986;90:1. [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(86\)90021-1](https://doi.org/10.1016/0889-5406(86)90021-1).
- Mertmann M. In: Yahia LH, editor. *Shape memory implants*. Berlin: Springer-Verlag; 2000.
- Kula K, Phillips C, Gibilaro A, Proffit WR. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998;114:577. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(98\)70177-5](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(98)70177-5).
- Shibasaki WMM, da Silva LH, Fuziy A, Trivino T, Costa ALF, Nahas-Scocate ACR. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2019;9:183. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2018.06.005>.
- Rinchuse DJ, Miles PG. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;132:216. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.06.018>.
- Chen SS, Greenlee GM, Kim JE, Smith CL, Huang GJ. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137:726.e1. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.11.009>.
- do Nascimento LE, de Souza MM, Azevedo AR, Maia LC. *Dental Press J Orthod*. 2014;19:60. <https://doi.org/10.1590/2176-9451.19.1.060-068.oar>.
- Murakami T, Iijima M, Muguruma T, Yano F, Kawashima I, Mizoguchi I. *Dent Mater J*. 2015;34:189. <https://doi.org/10.4012/dmj.2014-012>.
- Furuta T, Kuramoto S, Morris JW, Nagasako N, Withey E, Chazan DC. The mechanism of strength and deformation in Gum Metal. *Scr Mercat*. 2013;68:e72.
- AA El-Bialy T, Dirk C, Jäger A, Keilig L, Bourauel C. *J Orofac Orthop*. 2019;80:68. <https://doi.org/10.1007/s00056-019-00168-8>.