



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
ESCUELA DE POSTGRADO

Efectos de dos bebidas carbonatadas sobre las propiedades mecánicas de dos alambres de níquel titanio - estudio in vitro.

Tesis para optar el grado de Magíster en
Estomatología con Mención en Ortodoncia

Bch. LUZ ELVIRA BLANCO GARCIA

Lima – Perú

2014

Jurados de la Tesis

Mg. Miguel Perea Paz

Presidente

Dr. Juvenal Castromonte Salinas

Vocal

Mg. Jacqueline Webb Linares

Secretaria

Asesor de la Tesis

Dr. Abraham Meneses López.

El agradecimiento especial al Área de Maquinaria de Planta de la
Organización Tecnológica Superior TECSUP,
por el apoyo desinteresado en la
ejecución del presente trabajo de investigación.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

	Pág.
I. INTRODUCCIÓN	1
II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN	3
II.1. Planteamiento del problema	3
II.2. Justificación	5
III. MARCO TEÓRICO	8
IV. OBJETIVOS	18
V. HIPÓTESIS	20
VI. MATERIAL Y MÉTODOS	21
VI.1. Diseño del estudio	21
VI.2. Grupo de estudio	22
VI.2.1. Criterios de selección.	22
VI.3. Operacionalización de variables	23
VI.4. Método, técnicas y procedimientos	25
VI.5. Plan de análisis	30
VI.6. Consideraciones éticas	31
VII RESULTADOS	32
VIII DISCUSION	48
IX CONCLUSIONES	54

VII.	REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	55
XI	ANEXOS	60

INDICE DE ABREVIATURAS

Alambres de NiTi	Alambres compuestos por níquel (50-60% y titanio (40-50%).
Alambres BioForce®	Alambres de NiTi, con diferente distribución de fuerza en su superficie.
Alambres BioForce IonGuard®	Alambres de NiTi con diferente distribución de fuerza y con tratamiento de implantaciones de iones de nitrógeno en su superficie.
GAC	Guild Arts and Crafts Industria Americana distribuidora de materiales ortodóncicos.
Coca Cola®	Bebida carbonatada con pH de 5.3
Inca Kola®	Bebida carbonatada con pH de 3.1
TECSUP	Organización Tecnológica Superior.
ANOVA	Análisis de varianza.
Mpa	Megapascuales.
pH	Concentración de hidrogeniones que tornan a las sustancias en ácidas, neutras o básicas.
N	Nitrógeno
Resiliencia	Energía acumulada de un alambre que es recuperada cuando cesa el esfuerzo.
Tensión de fluencia a la tracción	Esfuerzo entre el límite elástico y plástico del alambre al ser traccionado.
Resistencia máxima a la tracción	Esfuerzo máximo del alambre al ser estirado.

Límite de ruptura a la tracción

Punto en que el alambre traccionado se quiebra.

Deformación plástica al punto de ruptura.

Deformación del alambre traccionado en su fase plástica.

.

LISTA DE TABLAS

	Pag.
Tabla 1: Tensión de fluencia (Mpa) de los alambres BioForce ® y BioForce IonGuard ® según sustancia de inmersión.	37
Tabla 2: Resistencia máxima (Mpa) de los alambres BioForce® y BioForce IonGuard ® según sustancia de inmersión.	38
Tabla 3: Límite de ruptura (Mpa) de los alambres BioForce ® y BioForce IonGuard ® según sustancia de inmersión.	39
Tabla 4: Deformación plástica (%) al punto de ruptura de los alambres BioForce ® y BioForce IonGuard ® según sustancia de inmersión	40
Tabla 5: Diferencia de los valores promedio de las propiedades mecánicas (Mpa) y las sustancias de inmersión de los alambres BioForce®.	41
Tabla 6: Diferencia de los valores promedio de las propiedades mecánicas (Mpa) y las sustancias de inmersión de los alambres BioForce IonGuard®	42
Tabla 7: Comparación múltiple de la diferencia de promedios de la tensión de fluencia (Mpa) de los alambres BioForce ® y BioForce IonGuard ® según sustancia de inmersión.	43
Tabla 8: Comparación múltiple de la diferencia de promedios de la resistencia máxima (Mpa) de los alambres BioForce ® y BioForce IonGuard ® según sustancia de inmersión.	44
Tabla 9: Comparación múltiple de la diferencia de promedios del límite de ruptura (Mpa) de los alambres BioForce ® y BioForce IonGuard ® según sustancia de inmersión.	45
Tabla 10: Comparación múltiple de la diferencia de la deformación plástica al punto de ruptura (%) de alambres BioForce ® y BioForce IonGuard ® según sustancia de inmersión.	46
Tabla 11: Diferencia de medias de las propiedades mecánicas de los alambres de NiTi según tipos de alambres BioForce® y BioForce IonGuard® después de ser sometidas a las sustancias de inmersión	47

RESUMEN

Introducción: El medio oral es favorable para la corrosión del metal provocando el deterioro de la superficie del alambre, tornándolo mas poroso, aumentando la carga friccional y haciéndolo más susceptible a la fractura. El potencial corrosivo de las bebidas carbonatadas depende del pH, composición y tiempo de exposición. El propósito de este estudio fue evaluar los efectos de dos bebidas carbonatadas (Inca Kola® y Coca Cola®), sobre las propiedades mecánicas de dos alambres de NiTi, uno con iones implantados (BioForce IonGuard®) y otro con la misma composición pero sin tratamiento en su superficie (BioForce®). **Métodos:** Se seleccionaron 48 especímenes de alambres 0.020 x 0.020” de 76mm de longitud (24 BioForce y 24 BioForce IonGuard®) divididos en 4 grupos de 12 especímenes cada uno, los que fueron inmersos en agua destilada, saliva , Inca Kola® y Coca Cola®; el tiempo de inmersión de cada segmento en las bebidas carbonatadas fue de 1 minuto en 15ml alternando 3 minutos en saliva artificial por 10 ciclos, por 6 días, equivalentes a un mes, mientras que para los segmentos sumergidos en saliva y agua destilada fueron 40 minutos constantes, también por 6 días. Luego de ello se procedieron a evaluar sus propiedades mecánicas como la tensión de fluencia; resistencia máxima, límite de ruptura y deformación plástica al punto de ruptura a través de una máquina de ensayo mecánico Zwick / Roell (ZwickGmbH& Co. KG) a una velocidad de 1mm/min. El análisis de varianza fue usado para encontrar la diferencia de medias entre los grupos y el test de Tukey para las comparaciones múltiples; y la prueba T para hallar diferencia de medias. El nivel de significancia fue $p < 0.05$. **Resultados:** El

grupo de los alambres BioForce® sumergidos en Coca Cola® e Inca Kola® mostraron valores menores en las pruebas mecánicas comparados con el agua destilada. Se encontraron diferencias significativas al comparar los valores promedio de las propiedades mecánicas y las sustancias de inmersión de los alambres BioForce® y BioForce IonGuard®; No se encontró diferencia en la deformación plástica para ambos grupos. **Conclusiones:** La exposición a la Coca Cola® producen cambios en las propiedades mecánicas de los alambres BioForce® y BioForce Ion Guard®, mientras que la Inca Kola® solo en los alambres BioForce®.

Palabras Claves: Bebidas carbonatadas, propiedades mecánicas, alambres de NiTi, Ión implantado.

ABSTRACT

Introduction: The oral environment is favorable to corrosion of the metal, causing deterioration of the surface of the wire, making it more porous, increasing the frictional load and making it susceptible to breakage. The corrosive potential of carbonated drinks depends on the pH, composition and exposure time. The purpose of this study was to evaluate the effects of two carbonated drinks (Inca Kola® and Coca Cola®) on the mechanical properties of two NiTi wires, one with implanted ions (BioForce IonGuard®) and another one with the same composition but without treatment in its surface (BioForce®). **Methods:** 48 specimens of 0,020 x 0,020" with a 76mm of length (24 BioForce IonGuard® and 24 BioForce®) were selected and divided in four groups of twelve specimen every each. They were immersed into distilled water, saliva, Inca Kola ® and Coca Cola®. The immersion time of each segment in carbonated drinks was 1minute in 15ml of carbonated drink, alternating 3 minutes in artificial saliva for 10 cycles by 6 days, whilst for segments submerged in saliva and distilled water was for 40 minutes constant, also by 6 day. After that, we proceeded to evaluate their mechanical properties such as yield stress, maximum resistance, limit of the measured rupture and plastic deformation on the breakthrough point through a mechanical test machine Zwick / Roell (Zwick GmbH &Co. KG.) at a speed of 1mm/min. The variance analysis was used to find difference of mean between the groups, the Tukey's Test for multiple comparisons; and the T Test to find mean's difference. The level of significance was $p < 0.05$. **Results:** The group of BioForce® wires submerged in Coca Cola ® and Inca Kola® showed lower values

for mechanical testing compared with distilled water. Significant differences when comparing the average values of the mechanical properties and substances of immersion and BioForce® BioForce wire IonGuard® differences were found; No difference was found in the plastic deformation for both groups. **Conclusions:** The mechanical properties of BioForce® wires were affected when they were exposed to Coca Cola ® and Inca Kola ® and only by Coca Cola® in the BioForce IonGuard® wires. A smaller plastic deformation was found in the BioForce IonGuard® wires exposed to the distilled water.

Keywords: Carbonated drinks, mechanical properties, NiTi wires, ion implantation.

I. INTRODUCCIÓN

Los alambres de níquel titanio fueron introducidos en el uso clínico de la ortodoncia por el Dr George Andreasen y colaboradores a principios de los años 1970. Su popularidad se debe a que poseen mayor elasticidad y memoria de forma posibilitando el uso de fuerzas ligeras y continuas aumentando la eficiencia en el tratamiento de ortodoncia, esto disminuye el número de cambios de arcos de alambre y también el número de visitas al ortodoncista.

El año 1992 es introducido el alambre de NiTi BioForce® que inicia con una fuerza ligera para los dientes anteriores y aumenta para los posteriores, un año después se crea el BioForce IonGuard® que es sometido a un proceso de implantación de iones de nitrógeno en su superficie, cuyo objetivo era mejorar la dureza y su resistencia al uso y corrosión frente a los ataques químicos reduciendo la fricción, la posibilidad de fracturas y liberación de níquel sin alterar sus propiedades superelásticas.

En la actualidad el consumo de bebidas carbonatadas es cada vez mayor, especialmente en niños y adolescentes su papel en la erosión dental está documentada por Van Eygen (2005); Lussi (1993); Sorvari (1991); Tahmassebi (2006), mientras que poco se sabe con respecto a sus consecuencias clínicas en pacientes sometidos a un tratamiento de ortodoncia fija.

Hasta la fecha, el ambiente ácido creado por el consumo de estas bebidas no se ha investigado como una posible razón para la corrosión de estos alambres alterando sus propiedades mecánicas.

El propósito de este estudio fue comparar in vitro el efecto de dos bebidas carbonatadas (Coca Cola® e Inca Kola®) sobre las propiedades mecánicas de dos alambres de níquel titanio a través de ensayos de tensión.

.

.

II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

II.1. Planteamiento del problema

La aparatología ortodóncica está expuesta a daños físicos y químicos en el medio oral. Investigaciones revelan que los iones metálicos de los aparatos ortodóncicos son liberados por debajo de un pH de 4.¹

El medio oral es especialmente favorable para la corrosión del metal debido a sus iones, temperatura, microbiología y propiedades enzimáticas.²

Sería muy importante destacar que estos materiales deben ser resistentes frente a la corrosión y que, cuando este efecto adverso se desarrolla se produce un deterioro en la superficie de los materiales, debilitamiento de la aparatología y liberación de elementos metálicos nocivos a la salud que pueden generar alteraciones del tejido blando del paciente y reacciones alérgicas.^{3, 4}

La corrosión es una reacción electroquímica de los metales con su entorno que lo rodea, lo que lleva a una pérdida de metal o de conversión de metal en óxidos metálicos y se sabe que los ácidos promueven la reacción catódica de la corrosión.⁵

La corrosión es sinónimo de fatiga en la vida útil de los metales con el consecuente fracaso de los mismos.⁶

Se ha reportado que el consumo de bebidas gaseosas puede afectar negativamente a los aparatos de ortodoncia, así por ejemplo, la corrosión puede provocar una pérdida

de las dimensiones de alambre y por lo tanto una reducción de la fuerza aplicada o incluso una fractura.⁷

Se ha demostrado que la saliva artificial ácida puede incrementar la superficie de rugosidad de los alambres de NiTi y acelerar el proceso de corrosión.⁸

También se ha investigado los efectos a corto plazo de las bebidas gaseosas sobre la superficie del esmalte en estudios in vitro al sumergirlo en una solución de Coca Cola® por un espacio de 20 minutos los que redujeron la dureza del esmalte⁹. De acuerdo con el potencial erosivo de las bebidas carbonatadas estas son 10 veces más erosivas que el jugo de manzana.¹⁰

Según la encuesta Global de Salud Escolar del 2010 del MINSA, el 54% de los estudiantes de colegios estatales consumen una o más bebidas gaseosas.

En Lima SE consumen aproximadamente 75 litros de gaseosas per cápita al año, mientras que en el interior del País se consume 35 litros y las ventas de este tipo de bebidas siguen en aumento. Pero algunos subgrupos de la población consumen muchas más bebidas gaseosas que la persona promedio. Estos subgrupos incluyen a los varones de entre 14 y 30 años, que pueden consumir en promedio unas dos botellas diarias de 340 ml.¹⁰

Por lo que nos formulamos el siguiente problema de investigación.

¿Las bebidas carbonatadas producirán algún efecto sobre las propiedades mecánicas de los alambres níquel titanio?

II.2. Justificación

Los principales medios para generar fuerzas en tratamientos ortodóncicos son los arcos de alambre; la comprensión de las características básicas del material es esencial para seleccionar los alambres que se van a usar en el tratamiento.

Las características fundamentales que describen las propiedades de los materiales se ilustran con una curva de esfuerzo-deformación que dependerá de las propiedades intrínsecas así como de las extrínsecas (diámetro, longitud, condición de carga)¹¹. Estas jugarán un rol importante durante el movimiento dental; si estas se vieran de alguna forma alteradas podrían traducirse en movimientos indeseables los que conllevan a una reabsorción radicular y más aún al fracaso del tratamiento ortodóncico⁷.

Las relaciones entre la estructura y las propiedades de los arcos de alambre se ven influidas con frecuencia por el entorno al que están expuestas durante su uso, su exposición a temperaturas altas o bajas, esfuerzos cíclicos, impactos súbitos, corrosión u oxidación².

El potencial erosivo de las bebidas carbonatadas depende del pH, de su composición y de sus propiedades. Los ácidos severos contribuyen a bajar el pH, las bebidas carbonatadas contienen ácido carbónico y dióxido de carbono en su composición. Otros ácidos se añaden para mejorar el sabor, como el ácido fosfórico ó el ácido cítrico que están presentes en este tipo bebida. Además, algunos ácidos se derivan de componentes naturales con sabor a frutas, que están hechos de una fuente concentrada

que contienen, ácidos orgánicos derivados de la fruta. El potencial erosivo de una bebida es sólo "un potencial", y la erosión real, in vivo, depende de las prácticas de consumo y de los hábitos.

Esta corrosión entonces afectaría a los aparatos de ortodoncia, teniendo una repercusión directa sobre la superficie del alambre tornándolo más poroso, aumentando la carga friccional y haciéndolo más susceptible a la fractura.⁷

Estudios de Dunlap³ y Greppi⁴, también reportaron que la liberación de estos iones metálicos corrosivos, esto incrementa la preocupación de conocer las propiedades estructurales de estos alambres a través de ensayos para determinar su rigidez, flexión, torsión. Traduciéndose finalmente en un costo beneficio para el paciente y el operador.

Por lo que la presente investigación tiene importancia teórica ya que existen pocos estudios sobre la acción que ejercen las bebidas carbonatadas en las propiedades mecánicas de los alambres de NiTi.

También nos brinda un aporte social ya que el conocimiento de las propiedades mecánicas de los arcos permitirá al ortodoncista entender mejor las respuestas clínicas que ocurren para consecuentemente optimizar la calidad del tratamiento y realizar la mejor elección de los arcos y efectuar un eficiente tratamiento con sustentación científica, así mismo identificar si las bebidas carbonatadas influyen modificando de alguna manera sus propiedades mecánicas.

Así mismo recomendar a los pacientes portadores de aparatología ortodóncica, el consumo de bebidas alternas, redireccionando sus hábitos dietéticos.

III. MARCO TEÓRICO.

El arco de alambre de níquel titanio (NiTi), fue introducido en el mercado durante la década de 1970 a partir de la investigación llevada por el Dr George Andreasen, coordinador del departamento académico de ortodoncia de la Universidad de Iowa. El “Nitinol” fue desarrollado para los programas espaciales (Ni níquel; Ti titanio, y NOL Naval Ordinance Laboratory). Su adaptación a las condiciones de los aparatos ortodóncicos no se produjo hasta mediados de los años 70.^{12,13}

Actualmente se encuentran comercialmente con diversos nombres: Nitinol, Orthonol, Sentinol, Titanal, Niti Chinez, Neo Sentalloy, Sentalloy Light y Copper NiTi. Esta aleación tenía unas propiedades mecánicas muy distintas a los alambres ortodóncicos de acero inoxidable, con un módulo de elasticidad mucho menor y un margen de trabajo elástico mucho mayor.¹⁴

Los alambres de NiTi, están constituido por 50-55% de níquel y 40-50% de titanio, pudiendo contener cobalto en un 3%.¹¹. Según Canut menciona que contiene 52 % de níquel, 45 % de titanio y 3 % de cobalto.¹⁵

Las aleaciones para los metales de ortodoncia contienen unas pequeñas cantidades de otros elementos, como Cromo 0.3%, Cobre 1%-5% para proveerles de un tratamiento térmico¹¹.

Como muchas aleaciones metálicas de NiTi si es trabajado a temperaturas bajas atraviesa por una fase martensítica, el cual permite ciertos dobleces permanentes en el

alambre, mientras que en la fase austenítica, la aleación se trabaja a temperaturas altas, volviéndose superelástica, y no permite dobleces de ningún tipo.¹¹

El titanio le proporciona la alta resistencia a la corrosión y la resistencia mecánica; el níquel le ofrece ductibilidad y maleabilidad (memoria de forma y elasticidad; el cromo le da dureza y resistencia a la tensión y el Cobalto le otorga algunas propiedades térmicas, dureza y resistencia a la tensión.

La adición del cobre es eficaz para conservar sus propiedades de tensión y en la estabilización de las características de superelasticidad contra la deformación cíclica, reduciendo también el efecto de envejecimiento.¹⁴

La microestructura consiste fundamentalmente en NiTi, pero también se pueden observar pequeños precipitados que pueden oxidar fases debido a la reactividad de la aleación con la atmósfera durante la fabricación del alambre.¹⁴

Sin embargo, al tener alrededor de un 50% atómico de Ni, la implantación de este material en el cuerpo exige tomar precauciones a causa de la liberación de iones níquel que pueden provocar reacciones alérgicas y/o tóxicas³. Estas reacciones dependen de la cantidad de iones que se liberan el cual es directamente proporcional a la cantidad de material que hay en la superficie del metal. Por esta razón, la preparación superficial del NiTi es primordial, sobre todo para su aplicación como material implantable.⁴

La resistencia a la corrosión, depende de factores tales como el grado de homogeneidad, la cantidad y el acabado de la superficie.¹⁸

Shabalovskaya en su estudio sobre la corrosión y biocompatibilidad describe distintos tratamientos posibles¹⁹: El primero de ellos es la modificación de la superficie con

fuentes de energía y vapor químico, así como el tratamiento por láser y la implantación iónica.^{20,21}

Este tipo de tratamiento induce a cambios en la morfología de la capa superficial que permite el incremento de la resistencia a la corrosión. Sin embargo, el problema es que la capa así formada no es uniforme, sino que es enriquecida con Nitrógeno(N).²¹

Se puede modificar también la superficie al tratarla con TiN consiguiendo una superficie uniformemente amorfa con un espesor de unos 50nm lo que proporciona una resistencia a la corrosión excelente y una buena respuesta biológica.¹⁹

Con la finalidad de optimizar sus arcos superelásticos, GAC International, elaboró un nuevo alambre de NiTi, BioForce IonGuard®, el cual fue sometido a un proceso de implantación de iones. Pudiendo mejorar las propiedades de su superficie incluyendo dureza y resistencia al uso, ataques químicos y reducción de la fricción. El proceso es llevado a cabo en condiciones de alta higiene en una cámara al vacío a bajas temperaturas. El principio es el siguiente: el sustrato es refinado por ionización atómica, adhiriéndose fuertemente por diferencial de carga al compuesto metálico. Estos radicales, con carga positiva, penetran en el sustrato de la superficie, ligándose a él. En este caso, no es un recubrimiento lo que se forma, sino una modificación permanente de la composición de la superficie del alambre.¹² Este alambre BioForce por sus características puede quedarse en el medio oral más tiempo que lo habitual.²²

De acuerdo al potencial de liberación de Níquel de los alambres de NiTi, recientes investigaciones sugieren la posibilidad de cobertura de estos arcos con películas de carbono, para protegerlos de la corrosión.²³

Las propiedades mecánicas de los alambres son las características de un metal al ser sometidos a pruebas de resistencia en su tamaño y forma²³. La característica más importante y llamativa de esta aleación es la resistencia a la deformación permanente.

24

La resistencia a la tracción es la resistencia del alambre a una fuerza estática que la alargará gradualmente (1500 MPa)²⁴

La resiliencia o energía acumulada. Es la capacidad de un metal para almacenar energía cuando se deforma elásticamente y representa el trabajo disponible del alambre para mover los dientes durante la desactivación.²⁵

El Módulo de elasticidad, es la medida de rigidez del material y representa la magnitud de la fuerza necesaria para flexionar el alambre, siendo influenciado por factores como el material que lo compone, la dureza, el tratamiento térmico, la forma y la sección transversal del alambre, el largo del bracket, la distancia interbrackets, la compresión del alambre y la incorporación de las anzas.²⁶

Esta propiedad será de mucha utilidad en las primeras fases del tratamiento de ortodoncia ya que por la discrepancia dentaria y para comodidad del paciente se hace indispensable el uso de alambres de baja rigidez.

El límite elástico aproximadamente es 430MPa se refiere al final de la región elástica e inicio de la plástica y es definida como la tensión por encima del cual el

alambre no recuperará su forma original ocurriendo una deformación permanente, un elevado límite elástico será deseable para impedir que las fuerzas masticatorias aplicadas sobre el alambre induzcan a una deformación permanente o más aun ocasionen fracturas.^{26,27}

La formabilidad es la capacidad del alambre de ser doblados para la confección de loops y resortes sin fracturarse o deformarse. La superelasticidad (SE) es el fenómeno de acúmulo constante de la fuerza por el alambre hasta un determinado punto de deformación. De la misma forma cuando el alambre retorna a su forma original al ser desactivado, las fuerzas permanecen constantes durante un período de tiempo que es clínicamente requerido para la obtención del movimiento dentario fisiológico.²⁶

El efecto de la memoria de forma (EMF) es el fenómeno por el cual el alambre se presenta poco rígido y prontamente es capaz de sufrir alteraciones de forma en temperaturas bajas, al mismo tiempo en que puede fácilmente retomar a su configuración inicial a una temperatura adecuada de transición.^{22, 28}

De otro lado, las bebidas carbonatadas no alcohólicas pueden ser definidas como bebidas que generalmente están endulcoradas y saborizadas, que a veces tienen sales o minerales incluidos que son cargadas con dióxido de carbono y que no contienen alcohol.²⁹

El Hidróxido de sodio (NaOH) ó soda caustica, es corrosivo; el ácido cítrico, es un ácido orgánico presente en la mayoría de las frutas, es buen conservante y antioxidante natural con un pH de 3.15.; el ácido carbónico, opera como un buffer (regulando el pH), es un ácido débil, provocando la efervescencia. pH 6.3; el ácido

fosfórico es corrosivo, con un pH de 2.12, es corrosivo y posee gran resistencia a la evaporización y el ácido benzoico ejerce la actividad preservante y aromática, con un pH 3.4.^{27,30}

Las bebidas carbonatadas pueden ser subdivididas en dos grupos: Las bebidas carbonatadas aciduladas y saborizadas que comprende las colas y las carbonatadas no ácidas que son las saborizadas con frutas.³¹

Según la encuesta Global de Salud Escolar del 2010 del MINSA, el 54% de los estudiantes de colegios estatales consumen una o más bebidas gaseosas.³²

En Lima se consumen aproximadamente 75 litros de gaseosas per cápita al año, mientras que en provincia se consumen 35 litros y las ventas de este tipo de bebidas siguen en aumento. Pero algunos subgrupos de la población consumen muchas más bebidas gaseosas que la persona promedio. Estos subgrupos incluyen a los varones de entre 14 y 30 años, que pueden consumir en promedio unas dos botellas diarias de 340 ml.³³

Según la Corporación José R. Lindley S.A. Inca Kola sigue siendo la gaseosa con mayor número de ventas en el mercado peruano, seguido de la Coca Cola, tal como lo demuestran sus cifras: Los estudios de declaración de último consumo ubican a Inca Kola como primer lugar con 37% seguido de Coca-Cola con 25%. En tercer lugar se ubica Kola Real, con 14%, que ha venido desplazando a Pepsi pese a su limitada publicidad y distribución.³³

El 60% del mercado de gaseosas lo conforman las colas negras y las amarillas. El 40% restante lo conforman las colas blancas.³³

La línea de investigación entre la interacción de la aparatología ortodóncica, el medio bucal y las bebidas carbonatadas es muy escasa, pero se sabe que los ácidos producen un efecto corrosivo que es una reacción electroquímica de los metales con su medio ambiente circundante, lo que lleva a una pérdida de metal en óxido. La corrosión de los objetos metálicos puede tener varias consecuencias dentales o biomédicas, tales como la degradación de la superficie del metal, la disminución de la resistencia mecánica del metal, y los efectos locales o sistémicos de los productos de corrosión. Los metales en aparatos bucales siempre son desafiados por el ácido, y por los ambientes cálidos y húmedos.³⁴

Los alambres con aleaciones de níquel titanio que se utilizan comúnmente en el tratamiento de ortodoncia, también forman una capa de óxido de pasivación que proporciona un cierto grado de protección contra la corrosión. Sin embargo, incluso en la solución de ácido láctico al 1%, esta capa no es suficiente en la reducción de la disolución de iones metálicos.⁶

Huang⁸ demostró que la saliva artificial ácida puede aumentar la rugosidad de la superficie del alambre de ortodoncia NiTi y acelerar el proceso de corrosión.

Los cambios químicos y la variación del PH, producto de la ingesta de ácidos que contienen las bebidas carbonatadas, hace que se produzca una solubilidad de los biomateriales odontológicos.²⁷

Como resultado, el consumo de bebidas gaseosas ácidas puede afectar negativamente a los aparatos de ortodoncia, la corrosión puede provocar una pérdida de las dimensiones de alambre y por lo tanto una reducción de la fuerza aplicada o incluso una fractura.⁷

.Ziebowicz reportó mediante pruebas de resistencia a la corrosión de los arcos de NiTi y CrNiTi al sumergirlos en saliva artificial, la influencia de esta en la pérdida de las propiedades físicas y la liberación de los iones Níquel.¹⁸

Existen varios tipos de ensayos de laboratorio propuestos para determinar las propiedades mecánicas de los alambres ortodóncicos. “La American Dental Association (ADA) en sus especificaciones N° 32 para alambres de ortodoncia que no contienen metales preciosos, en 1977, estandarizó los ensayos de laboratorio, siendo seleccionados los ensayos de flexión, torsión y tracción. Miura²² y Ashgarnia³⁵ critican la precisión de los ensayos propuestos por la ADA obteniendo valores muy variables principalmente para los de calibres menores a 0.020”.

Gurgel³⁶ afirma, a pesar que los ensayos de laboratorio no reproducen integramente la situación clínica, ellos establecen valores adecuados para la comparación entre alambres ortodóncicos semejantes o diferentes.

Según Muench¹³ los ensayos de tracción son apropiados para los metales dúctiles usados en ortodoncia, permitiendo caracterizar perfectamente la superelasticidad, eligiendo por lo tanto los ensayos de tracción como los más confiables para la

obtención de las propiedades mecánicas de los alambres, lo que justifica su elección para el presente trabajo de investigación.

El ensayo de tracción de un material consiste en someter a una probeta normalizada a un esfuerzo axial de tracción creciente hasta que se produce la rotura de la probeta. Este ensayo mide la resistencia de un material a una fuerza estática o aplicada lentamente³⁷.

La resistencia a la tracción y la deformación a la rotura, respectivamente indican el máximo esfuerzo que el material puede soportar.

Todo esto expresado en un gráfico de tensión (Mpa) – deformación (%) en la que se identifican la zona elástica, zona plástica y límite de ruptura.³⁷

La resistencia a la flexión estática, también conocida como módulo de rotura, representa el máximo esfuerzo desarrollado en la superficie de la probeta en forma de barra, soportada cerca del extremo y cargada en el centro hasta que ocurra la falla. La unidad es fuerza por unidad de área, en Pa. El ensayo es aplicable solamente a materiales rígidos. Para lo cual se usan Nanoindentadores o penetradores como el de Vickers o Rockwell.^{37, 38}

Ligima⁴⁰ en el 2010 investigó las propiedades de corrosión del alambre de níquel-titanio con iones implantados (Neo Sentalloy IonGuard) en saliva artificial y soluciones de flúor. Estos fueron sumergidos en dos concentraciones de flúor (450ppm y 900ppm) y a pH diferentes a 37°C x 60 minutos hallando que el Neo Sentalloy IonGuard con implantación de nitrógeno mostró una resistencia más alta a la corrosión en la saliva artificial y los fluoruro que el Neo Sentalloy convencional.

Huang⁸ en el 2003 demostró que la saliva artificial ácida (pH entre 2.5 a 6.25 puede aumentar la rugosidad de la superficie del alambre de ortodoncia NiTi y acelerar el proceso de corrosión. Defectos en la superficie pre - existidos en los alambres de NiTi podrían ser los lugares preferidos para la corrosión.

Toms⁷ 1998 llegó a la conclusión tras estudios en alambres de acero inoxidable que la corrosión puede provocar una pérdida de las dimensiones de alambre y por lo tanto una reducción de la fuerza aplicada o incluso una fractura.

Incerti³⁹ en el 2011 evaluó el efecto de la Coca Cola, jugo de naranja, Gatorade y agua destilada sobre el módulo de Young, dureza, topografía de la superficie y la composición química de los alambres de ortodoncia de níquel titanio de termoactivado de 0.017 x 0.025". Con un protocolo de inmersión de 60 minutos constantes. A través de un nanoindentador y un Microscopio Electrónico de barrido: Los resultados fueron que encontraron diferencias de las propiedades mecánicas entre las bebidas estudiadas y el agua destilada que actuó como control, pero no se encontró diferencia entre las bebidas.

El propósito de este estudio, es evaluar los efectos de dos bebidas carbonatadas de mayor consumo en el Perú sobre las propiedades mecánicas de los alambres de níquel titanio que poseen una misma composición pero diferente tratamiento en su superficie a través de un ensayo de tensión.

IV. OBJETIVOS

IV.1. Objetivo general.

Evaluar los efectos de dos bebidas carbonatadas sobre las propiedades mecánicas de los alambres de níquel titanio BioForce® y BioForce IonGuard®.

.IV.2. Objetivos específicos.

1. Determinar la tensión de fluencia a la tracción de los alambres de níquel titanio BioForce® y BioForce IonGuard®, al ser expuestos al agua destilada, saliva, Inca Kola® y Coca Cola®.
2. Determinar la resistencia máxima a la tracción de los alambres de níquel titanio BioForce® y BioForce IonGuard®, al ser expuestos al agua destilada, saliva, Inca Kola® y Coca Cola®.
3. Determinar el límite de ruptura a la tracción de los alambres de níquel titanio BioForce® y BioForce IonGuard®, al ser expuestos al agua destilada, saliva, Inca Kola® y Coca Cola®.
4. Determinar la deformación plástica al punto de ruptura de los alambres de níquel titanio BioForce® y BioForce IonGuard®, al ser expuestos al agua destilada, saliva, Inca Kola® y Coca Cola®.

5. Comparar la tensión de fluencia a la tracción de los alambres de níquel titanio BioForce® y BioForce IonGuard®, al ser expuestos al agua destilada, saliva, Inca Kola® y Coca Cola®.
6. Comparar la resistencia máxima a la tracción de los alambres de níquel titanio BioForce® y BioForce IonGuard®, al ser expuestos al agua destilada, saliva, Inca Kola® y Coca Cola®.
7. Comparar el límite de ruptura a la tracción de los alambres de níquel titanio BioForce® y BioForce IonGuard®, al ser expuestos al agua destilada, saliva, Inca Kola® y Coca Cola®.
8. Comparar la deformación plástica al punto de ruptura de los alambres de níquel titanio BioForce® y BioForce IonGuard®, al ser expuestos al agua destilada, saliva, Inca Kola® y Coca Cola®.

V. HIPÓTESIS

H1: Las bebidas carbonatadas producirán cambios en las propiedades mecánicas de los alambres níquel titanio BioForce® y BioForce IonGuard®.

H0: Las bebidas carbonatadas no producirán cambios en las propiedades mecánicas de los alambres níquel titanio BioForce® y BioForce IonGuard®.

VI. MATERIAL Y MÉTODOS

VI.1. Diseño del estudio: Experimental in vitro.

VI.2. Grupo de estudio

Los especímenes estuvieron conformados por segmentos de 76mm de longitud (media arcada dentaria) de 0.020" x 0.020" pulgadas de diámetro de alambres níquel titanio BioForce® y BioForce IonGuard® de la casa comercial GAC R Dentsply Internacional, INC. (355 Knickerbocker Avenue Bohemia, NY 11716 USA) pertenecientes a la arcada dentaria superior, tal como se especifica en los criterios de selección.

Para calcular el tamaño de la muestra se realizó un piloto, usando el 10% del tamaño muestral del artículo base³⁹. Después de realizar el piloto se aplicó la fórmula estadística para comparar dos medias y con ello se determinó el tamaño definitivo del grupo de estudio, que fue de 48 especímenes, 24 de tipo BioForce® y 24 de tipo BioForce IonGuard®, distribuidos aleatoriamente en 4 grupos de estudio: Coca Cola®, Inca Kola®, saliva y agua destilada. Cada grupo contenía 12 especímenes en su respectivo tubo de ensayo.

$$n = \frac{2(Z_{\alpha} + Z_{\beta})^2 * S^2}{d^2}$$

Donde: n = especímenes necesarios en cada una de las muestras

- Z_{α} = Valor Z correspondiente al riesgo deseado (1.96)

- Z_{β} = Valor Z correspondiente a la potencia de la prueba (1.64)
- S^2 = Varianza de la variable cuantitativa que tiene el grupo control o de referencia.
- d = Valor mínimo de la diferencia que se desea detectar (datos cuantitativos)

VI.2.1. Criterios de selección:

Alambres de sección cuadrangular 0.020" x 0.020" pulgadas de diámetro.

Muestras preformadas de la arcada superior, sin fallas de fabricación.

Homogeneidad superficial entre arcos de alambres del mismo lote.

Bebidas carbonatadas dentro de la fecha de consumo.

VI.3. Operacionalización de Variables.

VI.3.1. Variables Independiente:

Bebidas (Sustancia de Inmersión)

Variable de tipo cualitativa, politómica, medida en escala nominal, definida como las dos bebidas más consumidas en el Perú como son la Inca Kola ® y la Coca Cola®, asignados al grupo experimental; así como también la asignación del agua destilada al grupo control. Valorizada de acuerdo a la composición de cada bebida carbonatada expresados a través de su pH, previa calibración del pH metro de la marca Fisher Cientific®.

VI.3.2. Variables Dependiente:

Propiedades mecánicas de los alambres de NiTi

Variable de tipo cuantitativa continua, medida en escala de razón, definida como las características de los alambres que se manifiestan al ser sometidos a ensayos para la evaluación de la Tensión de fluencia expresados en megapascuales (MPa); Resistencia máxima, expresados en megapascuales (MPa); Límite de ruptura expresados en megapascuales (MPa); Deformación plástica al punto de ruptura expresados en (%) a través de una Máquina de Ensayo Mecánico Zwick / Roell (Zwick GmbH & Co. KG in Ulm-Einsingen, Germany) modelo Z050 8402 de 50 KN de capacidad. Se empleará una velocidad de deformación constante de 1 mm/min.

VI.3.3.Covariables:

Alambres de níquel titanio.

Variable cualitativa, dicotómica, medida en escala nominal, definida como alambres ortodóncicos, asignados para el grupo experimental y para el grupo control. Valorizados de acuerdo a su tratamiento de la superficie en BioForce® y BioForce IonGuard® .

Saliva. Asignada como covariable, valorizada de acuerdo a su composición y pH, previa calibración del pH metro.

VI.4. Método, técnicas y procedimientos.

VI.4.1 Técnicas y procedimientos.

VI.4.1.1. Autorizaciones y coordinaciones.

Preparación del espécimen y procedimiento de inmersión.

Preparación de la saliva (Laboratorio de Química de la UPCH). (Anexo 01)

Procedimientos de Inmersión (Laboratorios del Departamento Académico de Medicina y Cirugía Bucomaxilofacial de la Facultad de Estomatología UPCH).(Anexo 02)

Almacenamiento de los especímenes (Laboratorio de Micronutrientes de la UPCH)

Tensión test.

Laboratorio de Pruebas Mecánicas del Área de Maquinaria de Planta del Centro Tecnológico Superior TECSUP. (Anexo 03)

VI.4.1.2. Verificación de los criterios de selección y preparación de los segmentos de alambres de NiTi.

El material que fue expuesto a la acción de las bebidas carbonatadas y al que posteriormente se realizaron las pruebas mecánicas fueron los alambres de níquel titanio BioForce® y BioForce IonGuard® de 0.020” x 0.020” pulgadas de diámetro de la arcada superior de la marca comercial GAC. Adquiridos de la tienda Dentoshop, distribuidor de

dicha marca en el Perú, procediéndose a realizar la confirmación del calibre proporcionado por el fabricante y la verificación de la ausencia de fallas y homogeneidad de su superficie.

Se prepararon 48 segmentos de prueba o especímenes de los alambres BioForce® y BioForce IonGuard®, de 76mm de longitud correspondiente a la mitad del arco, los que fueron cortados con un alicate de corte de la Marca Stanley, cada uno de estos segmentos fueron almacenados en tubos de ensayo de 20cc que poseían sus respectivas tapas. (Anexo 04)

VI.4.1.3.Prueba piloto.

Para mejorar la eficiencia de los procedimientos y la viabilidad de los mismos se realizó una prueba piloto con el 10% de la muestra total dispuesta en el artículo base³⁹, es decir se trabajó con 3 segmentos de alambre por cada grupo.

Todo ello, con la finalidad de determinar el tamaño muestral, verificar la disponibilidad de las unidades de estudio para la recolección de datos y la calibración de los aparatos.

VI.4.1.4.Procedimientos de inmersión a las bebidas carbonatadas.

Las sustancias de inmersión fueron: agua destilada, saliva, Inca Kola® y Coca Cola®.

Se procedió a medir el pH de las soluciones antes de cada inmersión por día con un pH metro (Marca Fisher Scientific), previa calibración del aparato con soluciones calibradoras de pH 4 y 7 Baxter Diagnostics®. Así mismo se registró el pH de estas sustancias a

temperaturas bajas para ver si existían alguna modificación, sin embargo se concluyó que el pH fue constante.(Anexo 05)

Se formaron 4 grupos: Agua destilada, Saliva, Inca Kola® y Coca Cola® a los que se les asignó 12 especímenes de alambres de NiTi codificados en forma aleatoria. Constituyéndose en un estudio doble ciego, procedimiento que detallaremos más adelante.

El primer grupo de especímenes (1A1 ; 1A2; 1A3; 1A4; 1A5; 1A6. 2F1 ; 2F2; 2F3; 2F4; 2F5; 2F6) fueron sumergidos cada uno en 15ml de saliva con un pH de 5.9, a temperatura ambiente con un tiempo de inmersión de 40 minutos por 6 días.

El segundo grupo de especímenes (1B1 ; 1B2; 1B3; 1B4 ; 1B5; 1B6 ;2E1 ; 2E2; 2E3; 2E4 ; 2E5; 2E6) fueron sumergidos cada uno en 15ml de agua destilada con un pH de 7, a temperatura ambiente con un tiempo de inmersión de 40 minutos por 6 días.

El tercer grupo de especímenes (1C1 ;1C2; 1C3; 1C4 ; 1C5; 1C6;2D1; 2D2; 2D3; 2D4 ; 2D5; 2D6) fueron sumergidos cada uno en 15ml de Coca Cola® con un pH de 2. 3 a temperatura ambiente con un tiempo de inmersión de 1 minuto en bebida carbonatada alternando 3 minutos en saliva artificial x 10 ciclos durante 6 días, hasta completar los 60 minutos.

El cuarto grupo de especímenes (1D1 ;1D2; 1D3; 1D4 ; 1D5; 1D6;2C1 ;2C2; 2C3; 2C4 ; 2C5; 2C6) ,fueron sumergidos cada uno en 15ml de Inca Kola® con un pH de 3.1 a temperatura ambiente con un tiempo de inmersión de 1 minuto en bebida carbonatada

alternando 3 minutos en saliva artificial x 10 ciclos durante 6 días, hasta completar los 60 minutos. (Anexo 06)

Los especímenes permanecieron en agua destilada a 37°C, después de los ciclos de inmersión en un Encubador Fisher Isotemp del Laboratorio de Micronutrientes de la UPCH.(Anexo 07)

Se repitió este ensayo por seis días consecutivos, que corresponden a un período de permanencia de un mes de estos alambres en boca.

El protocolo de Inmersión para las bebidas carbonatadas Inca Kola® y la Coca Cola® se siguió el adoptado por Van Eygen⁹, Palazón⁴¹ y Von Fraunhofer⁴⁸; basado en promediar el consumo diario de refrescos en 330ml al día que equivale a un total de 60 minutos para un mes con un tiempo de permanencia en boca de esta bebida como promedio de 5 segundos antes que se produzca el aclarado salival.

Las soluciones fueron sustituidas tras cada inmersión por día. Y para asegurarnos de la desaparición de cualquier residuo, una vez transcurrido el periodo de inmersión las muestras fueron lavadas con agua destilada y secada con papel absorbente, para que inmediatamente se realicen las pruebas de ensayo.

VI.4.1.5. Evaluación de las propiedades mecánicas de los alambres de NiTi BioForce® y BioForce IonGuard® .

Finalizado el período de inmersión (6 días) los segmentos fueron trasladados al Laboratorio de Pruebas Mecánicas del Área de Maquinaria de Planta de la Organización Tecnológica Superior TECSUP, para la evaluación de sus propiedades mecánicas.

Se procedió a realizar la calibración de la máquina de ensayos mecánicos Zwick / Roell (Zwick GmbH & Co. KG), verificándose la óptima calidad de esta, así mismo se registró las medidas del calibre del alambre y la velocidad de tracción a utilizar en el Software Test Xpert V12.0.

Para ello se verificó la sujeción a las mordazas de las porciones distales de cada segmento del alambre dando inicio al ensayo, donde se empleó una velocidad constante de 1mm/min con la cual los alambres fueron sometidos a tracción, donde la tensión se incrementó gradualmente, hasta la ruptura del mismo.

Los datos de la tensión de fluencia; la resistencia máxima y el límite de ruptura, expresados en megapascuales (MPa); así mismo la deformación plástica al punto de ruptura expresados en porcentajes (%) fueron registradas en forma simultánea al ensayo mediante la gráfica de la curva de tensión - deformación proporcionada por la computadora intercomunicada a la máquina de ensayos mecánicos.(Anexo 08)

VI.4.1.6. Cegado de las Observaciones.

El trabajo de investigación, usó el método doble ciego, ya que fue el Asesor de la investigación quien realizó las codificaciones y asignaciones de los alambres a los grupos

de inmersión. La investigadora quien realizó los procedimientos en cada uno de estos alambres a las sustancias en estudio; así como también, el ingeniero de maquinaria de planta de TECSUP que controlaba la máquina y el software de los ensayos de tracción y el estadístico quien ayudó a realizar los análisis respectivos desconocíamos en su totalidad la codificación asignada a los grupos de alambres. Una vez procesados los datos fueron llevados al Asesor, quien nos reveló los grupos correspondientes de las codificaciones.

VI.5. Plan de análisis.

Una vez obtenido los resultados se realizó la tabulación de los datos recolectados en el programa Excel para luego ser analizados en el programa SPSS Versión 19.

Cada grupo de alambres y su respectiva sustancia de inmersión fueron sometidos a la prueba de normalidad para ver la distribución de los datos, la prueba de Shapiro - Wilk encontró una $p > 0.05$ para todos los grupos, por lo que se usó pruebas estadísticas paramétricas.

Se realizó el análisis univariado mediante los cálculos de la media, la desviación estándar, varianza, valores máximos y mínimos.

Para hallar la diferencia y comparar los valores promedio de las propiedades mecánicas y las sustancias de Inmersión de los alambres BioForce® y BioForce IonGuard® se utilizó la prueba de Análisis de Varianza de ANOVA y para la Comparación Múltiple la Prueba de Tukey.

La diferencia de medias de las propiedades mecánicas según tipos de alambres BioForce® y BioForce IonGuard ®, se obtuvo mediante la prueba t- Student.

La significancia utilizada fue de $p < 0.05$.

VI.7. Consideraciones éticas.

El proyecto fue presentado al Comité de Ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, otorgándole la exoneración por tratarse de un trabajo experimental In Vitro.

VII. RESULTADOS

El presente estudio se basó en la evaluación de 48 segmentos de alambres de níquel titanio de 76 mm de longitud de 0.020 x 0.020 pulgadas de diámetro, 24 del tipo BioForce® y 24 del tipo BioForce IonGuard®, distribuidos aleatoriamente en grupos de estudio: Coca Cola® (control positivo); de Inca Kola®; saliva y agua destilada (control negativo). Cada grupo contenía doce especímenes. Se evaluó la distribución de cada uno de los grupos a través del test de Shapiro- Wilk, encontrándose una distribución normal.

Los valores promedio y las desviaciones estándar de las propiedades mecánicas según los tipos de alambres BioForce® y BioForce IonGuard®, se reportan en la tabla N°1, donde se observa que la menor tensión de fluencia promedio la obtuvieron los alambres BioForce® sumergidos en el grupo de la Coca Cola® con 218,85 Mpa, y la mayor tensión de fluencia promedio fue obtenido en el grupo sumergido en Saliva con 230,24 Mpa, mientras que en el grupo de los alambres BioForce IonGuard® la tensión de fluencia más baja también fue para los alambres sumergidos en la Coca Cola® con 223,68 Mpa y el mayor fue para los sumergidos en agua destilada con 230,85 Mpa.

En la tabla N°2, se observa que la menor resistencia máxima la obtuvieron los alambres BioForce® sumergidos en el grupo de la Coca Cola® con 1094,26 Mpa, y la mayor resistencia máxima promedio fue obtenido en el grupo sumergido en Saliva con 1151,21 Mpa, mientras que en el grupo de los alambres BioForce IonGuard® la resistencia máxima más baja también fue para los alambres sumergidos en la Coca Cola® con 1118,43 Mpa y el mayor fue para los sumergidos en agua destilada con 1154,44 Mpa.

En la tabla N°3, se ve que el menor límite de ruptura lo obtuvieron los alambres BioForce® sumergidos en el grupo de la Inca Kola® con 1049,17 Mpa, y el mayor límite de ruptura promedio fue obtenido en el grupo sumergido en Agua Destilada con 1099,17 Mpa, mientras que en el grupo de los alambres BioForce IonGuard® el límite de ruptura más bajo fue para los alambres sumergidos en la Coca Cola® con 1072,33 Mpa y el mayor fue para los sumergidos en Agua Destilada con 1105,00 Mpa.

En la tabla N°4 se observa que la menor deformación plástica al punto de ruptura lo obtuvieron los alambres BioForce Ion Guard® sumergidos en el grupo del Agua Destilada con 53,17% y el mayor fue en el mismo grupo de alambres pero que fueron sumergidos en la Inca Kola® , mientras que en el grupo de los alambres BioForce® la menor deformación plástica fue para los alambres sumergidos en Saliva con 55,01% y el mayor fue para los sumergidos en Inca Kola® con 61,87%.

La prueba de ANOVA, demostró que existen diferencias estadísticamente significativas al comparar los valores promedio de las propiedades mecánicas y las sustancias de inmersión de los alambres BioForce® siendo para la tensión de fluencia $p=0.001$; resistencia máxima $p=0.001$; Límite de ruptura $p=0.003$, sin embargo no se halló diferencias en la deformación plástica $p=0.838$, tal como se muestra en la tabla N°5.

De la misma manera ANOVA demostró que existe diferencia estadísticamente significativa al comparar los valores promedios de las propiedades mecánicas y las sustancias de inmersión de los alambres BioForce IonGuard® siendo para la tensión de

fluencia $p= 0.018$; resistencia máxima $p=0.017$; Límite de ruptura $p=0.046$, sin embargo también en este grupo de alambres no se halló diferencias en la deformación plástica $p=0.577$, tal como se muestra en la tabla N°6.

Se usó el test de Tukey para determinar las comparaciones múltiples entre los grupos de estudio.

En la tabla N°7, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el grupo de los alambres BioForce® en la tensión de fluencia al comparar el agua destilada y la Coca Cola® $p= 0.009$ y el agua destilada y la Inca Kola® $p= 0.018$; Mientras que en los alambres BioForce Ion Guard® solo entre el agua destilada y la Coca Cola® $p= 0.018$. Se observa que entre el grupo de la Coca Cola® y la Inca Kola® no existe diferencias significativas en el grupo de los alambres BioForce® y BioForce IonGuard® $p=0.988$ y $p=0.841$ respectivamente, lo que se interpretaría que ambas bebidas carbonatadas poseen el mismo potencial para alterar la tensión de fluencia y disminuir la elasticidad de estos tipos de alambres.

En la Tabla N° 8, se encontró diferencia estadísticamente significativa entre la resistencia máxima al comparar el agua destilada con la Coca Cola® $p=0.009$ y el agua destilada con la Inca Kola® $p=0.018$ en los alambres BioForce® y solo entre el agua destilada y la Coca Cola® $p= 0.017$ en los alambres BioForce IonGuard®. Se observa también que entre el grupo de la Coca Cola® y la Inca Kola® no existe diferencias significativas en el grupo de los alambres BioForce® y BioForce IonGuard® $p=0.988$ y $p=0.841$ respectivamente, lo

que se interpretaría que ambas bebidas carbonatadas poseen el mismo potencial para alterar la resistencia máxima alcanzando más pronto su límite plástico de este tipo de alambres.

En la Tabla N°9, al comparar el límite de ruptura se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre el agua destilada con la Coca Cola® $p=0.021$ y el agua destilada con la Inca Kola® $p= 0.018$ en los alambres BioForce® y solo entre el agua destilada y la Coca Cola® $p= 0.048$ en los alambres BioForce IonGuard®. Se observa también que entre el grupo de la Coca Cola y la Inca Kola® no existe diferencias significativas en el grupo de los alambres BioForce® y BioForce IonGuard® $p=1.00$ y $p=0.934$ respectivamente, lo que se interpretaría que ambas bebidas carbonatadas poseen el mismo potencial para alcanzar mas pronto su ruptura de este tipo de alambres.

En la Tabla N°10, no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas al comparar la deformación plástica al punto de ruptura entre el agua destilada y la Coca Cola® $p= 0.975$ y el agua destilada con la Inca Kola® $p=0.908$ en los alambres BioForce®, así mismo no se encontró diferencias entre el agua destilada y la Coca Cola® $p=0.991$ y el agua destilada con la Inca Kola® de los alambres BioForce IonGuard®. Al realizar las comparaciones entre la Coca Cola® y la Inca Kola® no existe diferencias significativas en el grupo de los alambres BioForce® y BioForce IonGuard® $p=0.846$ y $p=0.742$ respectivamente, lo que se interpretaría que ambas bebidas carbonatadas tendrían un comportamiento similar en la deformación plástica de este tipo de alambres.

En la Tabla N°11, la prueba de T de student para muestras independientes demostró que no existen diferencias estadísticamente significativas al comparar cada una de las propiedades mecánicas según el tipo de alambre BioForce® y BioForce IonGuard®, para la tensión de fluencia $p = 0.166$; para la resistencia máxima $p = 0.164$; para el límite de ruptura $p = 0.101$, para la deformación plástica $p = 0.657$ al ser expuestas a las sustancias de inmersión.

TABLA 1**TENSION DE FLUENCIA (Mpa) DE LOS ALAMBRES BIOFORCE ® Y BIOFORCE IONGUARD ® SEGÚN SUSTANCIA DE INMERSIÓN.**

Tipo de Alambre de NiTi	Sustancias de Inmersión	n	Media	DE	Mínimo	Máximo
BioForce	Agua destilada	6	229,74	4,66	224,33	236,79
	Saliva	6	230,24	4,87	222,40	236,52
	Coca Cola	6	218,85	3,47	212,64	223,21
	Inca Kola	6	219,81	7,19	212,07	229,85
BioForce IonGuard	Agua destilada	6	230,85	2,58	227,70	234,50
	Saliva	6	228,49	3,63	222,70	233,50
	Coca Cola	6	223,68	3,12	220,35	228,55
	Inca Kola	6	225,49	5,24	217,60	233,12

D.E= Desviación estándar

NiTi= Alambres Níquel Titanio

Mpa= Megapascuales

TABLA 2

RESISTENCIA MÁXIMA (Mpa) DE LOS ALAMBRES BIOFORCE® Y BIOFORCE IONGUARD® SEGÚN SUSTANCIA DE INMERSIÓN.

Tipo de Alambre de NiTi	Sustancias de Inmersión	n	Media	DE	Mínimo	Máximo
BioForce	Agua destilada	6	1148,70	23,29	1121,67	1183,98
	Saliva	6	1151,21	24,34	1112,01	1182,61
	Coca Cola	6	1094,26	17,38	1063,20	1116,09
	Inca Kola	6	1099,07	35,94	1060,35	1149,29
BioForce IonGuard	Agua destilada	6	1154,44	13,06	1138,72	1172,99
	Saliva	6	1142,55	18,17	1113,59	1167,74
	Coca Cola	6	1118,43	15,64	1101,75	1142,75
	Inca Kola	6	1127,45	26,19	1088,00	1165,64

D.E= Desviación estándar

NiTi= Alambres Níquel Titanio

Mpa= Megapascals

TABLA 3

LÍMITE DE RUPTURA (Mpa) DE LOS ALAMBRES BIOFORCE® Y BIOFORCE IONGUARD® SEGÚN SUSTANCIA DE INMERSIÓN.

Tipo de Alambre de NiTi	Sustancias de Inmersión	n	Media	DE	Mínimo	Máximo
BioForce	Agua destilada	6	1099,17	22,08	1070,00	1134,00
	Saliva	6	1095,00	31,96	1060,00	1150,00
	Coca Cola	6	1050,33	13,59	1036,00	1069,00
	Inca Kola	6	1049,17	32,89	1016,00	1090,00
BioForce IonGuard	Agua destilada	6	1105,00	17,53	1073,00	1120,00
	Saliva	6	1093,66	15,63	1070,00	1117,00
	Coca Cola	6	1072,33	22,16	1045,00	1100,00
	Inca Kola	6	1079,17	23,94	1040,00	1112,00

D.E= Desviación estándar

NiTi= Alambres Níquel Titanio

Mpa= Megapascals

TABLA 4

**DEFORMACIÓN PLÁSTICA (%) AL PUNTO DE RUPTURA DE LOS
ALAMBRES BIOFORCE® Y BIOFORCE IONGUARD® SEGÚN SUSTANCIA
DE INMERSIÓN.**

Tipo de Alambre de NiTi	Sustancias de Inmersión	n	Media	DE	Mínimo	Máximo
BioForce	Agua destilada	6	56,26	12,97	44,15	77,06
	Saliva	6	55,01	11,20	44,30	74,88
	Coca Cola	6	59,78	15,15	45,40	82,07
	Inca Kola	6	61,87	17,98	43,42	89,89
BioForce IonGuard	Agua destilada	6	53,17	9,97	44,77	71,42
	Saliva	6	54,89	11,79	44,80	73,28
	Coca Cola	6	55,32	12,22	43,01	78,15
	Inca Kola	6	62,75	15,91	43,73	80,80

D.E= Desviación estándar

NiTi= Alambres Níquel Titanio

TABLA 5

DIFERENCIA DE LOS VALORES PROMEDIO DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS (Mpa) Y LAS SUSTANCIAS DE INMERSION DE LOS ALAMBRES BIOFORCE®.

Propiedades mecánicas		Media cuadrática	F	ANOVA
Tensión de fluencia	Inter-grupos	228,383	8,371	,001
	Intra-grupos	27,283		
Resistencia máxima	Inter-grupos	5709,083	8,364	,001
	Intra-grupos	682,583		
Límite de ruptura	Inter-grupos	4499,611	6,486	,003
	Intra-grupos	693,750		
Deformación plástica	Inter-grupos	59,681	,282	,838
	Intra-grupos	211,649		
p<0.05				

TABLA 6

DIFERENCIA DE LOS VALORES PROMEDIO DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS (Mpa) Y LAS SUSTANCIAS DE INMERSION DE LOS ALAMBRES BIOFORCE IONGUARD®

Propiedades mecánicas		Media cuadrática	F	ANOVA
Tensión de fluencia	Inter-grupos	60,572	4,246	,018
	Intra-grupos	14,267		
Resistencia máxima	Inter-grupos	1528,705	4,271	,017
	Intra-grupos	357,940		
Límite de ruptura	Inter-grupos	1287,486	3,186	,046
	Intra-grupos	404,075		
Deformación plástica	Inter-grupos	108,250	,676	,577
	Intra-grupos	160,204		

p<0.05

TABLA 7

COMPARACIÓN MULTIPLE DE LA DIFERENCIA DE PROMEDIOS DE LA TENSION DE FLUENCIA (Mpa) DE LOS ALAMBRES BIOFORCE ® Y BIOFORCE IONGUARD ® SEGÚN SUSTANCIA DE INMERSIÓN.

Tensión de fluencia (Mpa)	Sustancias de Inmersión	n	Diferencia de Medias	Tukey
BioForce	Agua destilada * Saliva	12	-,50167	,998
	Agua destilada * Coca Cola*	12	10,89000*	,009
	Agua destilada * Inca Kola*	12	9,92500*	,018
	Coca Cola * Inca Kola	12	-96500	,988
BioForce IonGuard	Agua destilada * Saliva	12	2,36167	,704
	Agua destilada * Coca Cola*	12	7,16833	,018
	Agua destilada * Inca Kola	12	5,36667	,098
	Coca Cola * Inca Kola	12	-1,80167	,841

Prueba Tukey

Mpa= Megapascals

p<0.05

TABLA 8

COMPARACIÓN MÚLTIPLE DE LA DIFERENCIA DE PROMEDIOS DE LA RESISTENCIA MÁXIMA (Mpa) DE LOS ALAMBRES BIOFORCE ® Y BIOFORCE IONGUARD ® SEGÚN SUSTANCIA DE INMERSIÓN.

Resistencia Máxima (Mpa)	Sustancias de Inmersión	n	Diferencia de Medias	Tukey
BioForce	Agua destilada * Saliva	12	-2,50333	,998
	Agua destilada * Coca Cola *	12	54,44500	,009
	Agua destilada * Inca Kola *	12	49,63167	,018
	Coca Cola * Inca Kola	12	-4,81333	,988
BioForce IonGuard	Agua destilada * Saliva	12	11,88500	,701
	Agua destilada * Coca Cola *	12	36,00833	,017
	Agua destilada * Inca Kola	12	26,98500	,096
	Coca Cola * Inca Kola	12	9,02333	,841

Prueba Tukey

Mpa= Megapascals

p<0.05

TABLA 9

**COMPARACIÓN MULTIPLE DE LA DIFERENCIA DE PROMEDIOS DEL
LÍMITE DE RUPTURA (Mpa) DE LOS ALAMBRES BIOFORCE ® Y
BIOFORCE IONGUARD ® SEGÚN SUSTANCIA DE INMERSIÓN.**

Límite de Ruptura (Mpa)	Sustancias de Inmersión	n	Diferencia de Medias	Tukey
BioForce	Agua destilada * Saliva	12	4,16667	,993
	Agua destilada * Coca Cola*	12	48,83333*	,021
	Agua destilada * Inca Kola*	12	50,00000*	,018
	Coca Cola * Inca Kola	12	1,16667	1,00
BioForce IonGuard	Agua destilada * Saliva	12	11,33333	,764
	Agua destilada * Coca Cola*	12	32,66667*	,048
	Agua destilada * Inca Kola	12	25,83333	,150
	Coca Cola * Inca Kola	12	-6,83333	,934

Prueba Tukey

Mpa= Megapascals

p<0.05

TABLA 10

COMPARACIÓN MULTIPLE DE LA DIFERENCIA DE LA DEFORMACIÓN PLÁSTICA AL PUNTO DE RUPTURA (%) DE ALAMBRES BIOFORCE® Y BIOFORCE IONGUARD® SEGÚN SUSTANCIA DE INMERSIÓN.

Deformación plástica (%)	Sustancias de Inmersión	n	Diferencia de Medias	Tukey
BioForce	Agua destilada * Saliva	12	1,24833	,999
	Agua destilada * Coca Cola	12	-3,51167	,975
	Agua destilada * Inca Kola	12	-5,60667	,908
	Coca Cola * Inca Kola	12	-6,85500	,846
BioForce IonGuard	Agua destilada * Saliva	12	-1,71833	,995
	Agua destilada * Coca Cola	12	-2,15500	,991
	Agua destilada * Inca Kola	12	-9,58000	,567
	Coca Cola * Inca Kola	12	-742500	,742

Prueba Tukey
p<0.05

TABLA 11

DIFERENCIA DE MEDIAS DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS ALAMBRES DE NiTi SEGÚN TIPOS DE ALAMBRES BIOFORCE® Y BIOFORCE BIOFORCE IONGUARD ® DESPUES DE SER SOMETIDAS A LAS SUSTANCIAS DE INMERSIÓN

Propiedades mecánicas	Tipo de Alambres de NiTi	Media	DE	Prueba de Levene	Prueba de T
Tensión de fluencia (MPa)	BioForce	224,66	7,32	,014	,166
	BioForce IonGuard	227,13	4,51		
Resistencia máxima (MPa)	BioForce	1123,31	36,58	,014	,164
	BioForce IonGuard	1135,72	22,60		
Límite de ruptura (Mpa)	BioForce	1073,42	34,50	,073	,101
	BioForce IonGuard	1087,54	22,79		
Deformación plástica (%)	BioForce	58,23	13,85	,628	,657
	BioForce IonGuard	56,54	12,39		

T de Student

DE= Desviación estándar

NiTi= Alambres de Níquel Titanio

Mpa= Megapascals

VIII. DISCUSION

En el presente estudio se evaluaron los efectos de dos bebidas carbonatadas, de mayor consumo en el Perú como es la Inca Kola® y la Coca Cola® sobre las propiedades mecánicas de dos tipos de alambres de níquel titanio BioForce® sin recubrimiento iónico y BioForce IonGuard® que incorpora iones de nitrógeno en su superficie para protegerlo de la corrosión de los ácidos, disminuir la fricción y mejorar sus propiedades mecánicas como la dureza , la superelasticidad y reducir drásticamente la liberación del níquel tal como lo manifiesta Teramoto¹², Lijima⁴⁰, Yeung⁴² ; Nuestro estudio partió del hallazgo de que no existen diferencias estadísticamente significativas al comparar cada una de las propiedades mecánicas según el tipo de alambre BioForce® y BioForce IonGuard® y que las propiedades mecánicas de los alambres BioForce® fueron afectadas al ser expuestas a la Coca Cola® e Inca Kola® y solo por la Coca Cola® en los alambres BioForce IonGuard® de uso muy común para aquellos tratamientos de ortodoncia en el que el arco de alambre debe permanecer por más de un mes dentro de la cavidad bucal. En concordancia por los mostrados por Lijima⁴⁰ quien encontró que el NeoSentalloy IonGuard® con implantación de nitrógeno mostró una resistencia más alta a la corrosión que el NeoSentalloy convencional.

Para la selección de las bebidas carbonatadas, se tomó en cuenta un estudio de mercado proporcionado por Datum Internacional ³³, el cual determina que las bebidas carbonatadas de mayor consumo en el Perú son la Inca Kola® (37%) y Coca Cola® (25%). El pH de las bebidas consideradas en este estudio son de 2.3 para la Coca Cola®; 3.1 para la Inca

Kola® obtenidas a través del pH metro Fisher Cientific, previa calibración del aparato con las soluciones calibradoras de pH 4 y 7; En los dos casos los valores del pH fueron ácidos encontrándose por debajo del pH de la saliva 5.9. La bebida carbonatada Coca Cola® fue utilizada como grupo control positivo para el estudio, debido a que su marcado incremento en el consumo plantea su potencial efecto erosivo de la superficie dental como lo mencionan Mas⁴³ y Liñan⁴⁴, de las resinas compuestas, Tauquimo⁴⁵ y de los aparatos de ortodoncia, Hiling²⁷ al favorecer la corrosión de los alambres de níquel titanio y como consecuencia afectar adversamente sus propiedades mecánicas, Huang⁸, Barret⁴⁶, Staffolani⁴⁷.

Para el protocolo de Inmersión y en común con otros estudios de Von Fraunhofer y Royers⁴⁸, Palazón⁴¹ y Liñan⁴⁴, se siguió el adoptado por Van Eygen⁹, basado en promediar el consumo diario de refrescos en 330ml al día que equivale a un total de 60 minutos para un mes, tiempo promedio que debe permanecer un alambre de ortodoncia en boca, con ciclos de 1minuto en bebida carbonatada seguido de 3 minutos en saliva artificial.

Incerti³⁹ estudió los efectos de la bebidas carbonatadas sobre las propiedades físicas y químicas de alambres de níquel titanio, cuyo tiempo de inmersión fue 60 minutos continuos, protocolo adoptado por Johansson⁴⁹ en alambres de NiTi termoactivos de 0.017 x 0.025 pulgadas de la marca 3M Unitek antes de someterlo a las nanoindentaciones. Nuestro estudio uso alambres de 0.020 x 0.020 pulgadas de la marca de GAC con un tiempo de inmersión de 60 minutos pero que a diferencia del primero fue de 1 minuto en bebida carbonatada alternando 3 minutos en saliva artificial x 10 ciclos durante 6 días, este

procedimiento trató de simular los hábitos actuales del consumo de las bebidas, ya que según Hiling²⁷, los electrolitos de la saliva sumados a los ácidos que componen estas bebidas son altamente corrosivos produciéndose este efecto en forma gradual. En la tabla N°1y N°2 se puede observar que la mayor tensión de fluencia y resistencia máxima fue en el grupo de la saliva en los alambres Bioforce® en comparación con los alambres BioForce Ion Guard® que fue el agua destilada, con respecto a ello las investigaciones de Huang¹ refiere que los iones metálicos de una aparatología metálica son liberados desde un pH de 4. Sin embargo también puede ser atribuido al protocolo de inmersión.

Este medio oral es especialmente favorable para la corrosión del metal debido a sus iones, temperatura, microbiología y propiedades enzimáticas que pueden hacer presumir que los pacientes están expuestos en cierta medida a estos procesos.²

Las sustancias de inmersión usadas también son diferentes en ambos estudios, mientras que en el presente estudio se usó Coca Cola®, Inca Cola®, Saliva y Agua destilada; el estudio mencionado de Incerti³³ usó Coca Cola®, Santal ® (Jugo de naranja), Gatorade® y Agua destilada. También el número de especímenes por grupo fueron diferentes, mientras que su estudio utilizó 8 especímenes por cada grupo, el nuestro usó 6 especímenes para cada tipo de sustancia que nos permitió trabajar con un nivel de confianza y un poder estadístico del 95%.

Los ensayos mecánicos más comunes para determinar las propiedades mecánicas de los alambres ortodóncicos son flexión, torsión y tracción que es definido según Phillip¹⁴ como

la resistencia del alambre a una fuerza que la alargará. Muench¹³ señala que los ensayos de tracción permiten caracterizar la superelasticidad de los metales dúctiles, constituyéndose en los más confiables para este tipo de investigaciones, sin embargo estos serán mas confiables en calibres de alambres mayores a 0.020” de diámetro. Geoffrey⁵⁰ y Krishnan⁵¹ mencionan que el comportamiento elástico de cualquier material se define en términos de tensión como respuesta a una carga externa, para lo cual el ensayo de tracción es el más recomendado para evaluar el comportamiento tensión deformación del alambre de ortodoncia. Gurgel³⁶ señala que si bien los ensayos de laboratorio no reproducen integralmente la situación in vivo de los fenómenos bucales, ellos establecen valores adecuados para la comparación entre estos alambres.

Incerti³⁹ evaluó también el efecto de bebidas carbonatadas sobre el módulo de Young y la dureza de los alambres de ortodoncia de níquel titanio mediante la realización de pruebas de nanoindentación, llegando a la conclusión que no existen diferencias estadísticamente significativa entre los grupos de las sustancias, pero si entre los grupos con respecto al agua destilada. En nuestro estudio se aplicó el ensayo de tensión para evaluar las propiedades mecánicas y los resultados hallados por el ANOVA mostraron diferencias estadísticamente significativas al comparar los valores promedio de las propiedades mecánicas y las sustancias de inmersión tanto de los alambres BioForce® como del los alambres BioForce IonGuard®, aún mas, las comparaciones múltiples con el estadístico Tukey, también mostraron diferencias estadísticamente significativas al comparar las propiedades mecánicas de tensión de fluencia, resistencia máxima y límite de ruptura de los

alambres BioForce ® expuestos a la Coca Cola® y la Inca Kola® con respecto al agua destilada y solo de la Coca Cola® en los alambres BioForce IonGuard.® mostrando así que las propiedades mecánicas de estos alambres se verían alteradas luego de una exposición a una bebida carbonatada ácida.

En el presente estudio se encontró menor deformación plástica en el grupo de alambres BioForce IonGuard® expuestos al agua destilada quien actuó como grupo control, sin embargo no fue estadísticamente significativo, esto se explicaría por qué la capa de nitrógeno sobre la superficie no afectan sus características de transformación tales como el efecto de forma y la superelasticidad tal como lo refiere Yeung⁴². Sin embargo también mostraron mayor deformación al ser expuestos a la Inca Kola® de este mismo grupo de alambres, estos valores estarían condicionados no solo a los pequeños resbalamientos producto de la sujeción en las mordazas, sino que según Yoneyama⁵² las propiedades mecánicas de los alambres de NiTi varían con la composición, tratamiento térmico y la manufactura, siendo indispensable un correcto proceso de fabricación para la obtención del alambre superelásticos.

Como en todas las investigaciones in vitro, es prácticamente imposible diseñar un modelo que imite la situación real de cómo las bebidas carbonatadas contactan con la superficie del alambre al tomarla y ser diluida por la saliva que a demás posee variaciones en su composición, pH, velocidad en la secreción de flujo y volumen. Hilling²⁷ señala que el potencial erosivo de las bebidas carbonatadas depende del pH, composición y de sus propiedades, así como la frecuencia de consumo y técnica al beber que varían de un

individuo a otro; La Coca Cola® a diferencia de la Inca Kola® posee dentro de su composición ácidos altamente corrosivos como el ácido fosfórico que posee un pH de 2.12¹⁰.

Locci² afirma que los ácidos contribuyen a bajar el pH, las bebidas carbonatadas contienen ácido carbónico y dióxido de carbono e hidróxido de sodio que son corrosivos como lo señala Hilling²⁷. Esta corrosión entonces afectaría a los alambres de ortodoncia el cual dependerá del tratamiento en su superficie tornándolo más poroso aumentando la carga friccional y haciéndolo más susceptible a la fractura como lo refiere Ilgima⁴⁰. Uribe¹¹ menciona que a mayor longitud y calibre del alambre la resistencia disminuye tal como lo evidencia nuestro trabajo al ser comparado con el de Ramos⁵³ que encontró valores mucho mayores al nuestro al someter a pruebas mecánicas a los alambres de NiTi termoactivos redondos de 0.018”.

IX. CONCLUSIONES

1. La exposición a las bebidas carbonatadas produce cambios en las propiedades mecánicas de los alambres de NiTi BioForce® y BioForce Ion Guard®
2. Las propiedades mecánicas de los alambres BioForce®, se vieron afectadas al ser expuestas a la Coca Cola® e Inca Kola® mientras que los alambres Bioforce IonGuard® solo por la Coca Cola®.
3. La menor deformación plástica se encontró en el grupo de los alambres BioForce IonGuard®, expuestos al agua destilada, quien actuó como grupo control, pero esto no fue estadísticamente significativo.
4. No existen diferencias al comparar cada una de las propiedades mecánicas, según el tipo de alambre BioForce® y BioForce IonGuard®.

X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Huang TH, Ding SJ, Min Y, Kao CT. Metal ion release from new and recycled stainless steel brackets. *Eur J Orthod* 2004;26:171-7.
2. Locci P, Lilli C, Marinucci L, Calvitti M, Belcastro S, Bellocchio. S et al. In vitro cytotoxic effects of orthodontic appliances. *J Biomed Mater Res* 2000;53(5):560-7.
3. Dunlap CL, Vincent SK, Barker BF. Allergic reaction to orthodontic wire: report of case. *J Am Dent Assoc* 1989; 118:449-50.
4. Greppi AL, Smith DC, Woodside DG. Nickel hypersensitivity reactions in orthodontic patients. *Univ Tor Dent J* 1989; J3:11-14.
5. Kerosuo H, Moe G, Kleven E. In vitro release of níquel and chromium from different types of simulated orthodontic appliances. *Angle Orthod* 1995; 65:2111-16.
6. Lijima M, Endo K, Ohno H, Yonekura Y, Mizoguchi I. Corrosión behavior and surface structure of orthodontic Ni-Ti alloy wires. *Dent Mater J* 2001; 20:1103-113.
7. Toms AP. The corrosión of orthodontics wire. *Eur J Orthod* 1998;10:87-97.
8. Huang HH, Chiu Yh, Lee TH, et al. Ion release from NiTi orthodontic wire in artificial saliva with various acidities. *Biomateriales* 2003; 24: 3585-3592.
9. Van Eygen I, Vannet BV, Wehrbein H. Influence of a soft drink with low pH on enamel surfaces: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128(3):372-7.
10. Memoria Anual 2011, Corporación Lindley (<http://www.bvl.com.pe/eeff/CI0001/20120402223702/MECI00012011AIA01.PDF>) (consulta: 04 de julio 2013)
11. Uribe GA. Ortodoncia: Teoría y Clínica. Corporación para investigaciones Biológicas. 2da ed. 2010.
12. Teramoto A. Sentalloy. The Inside History of Superelasticity, 2005; GAC Books.

13. Muench A. Metais em ortodontia. In :Interlandi, S. Ortodontia: bases para a iniciação. São Paulo: Artes Médicas, 1994. p. 95-102.
14. Phillips J. La Ciencia de los Materiales Dentales. 11va ed. Elsevier; España. 2004.
15. Canut B J. Ortodoncia Clínica. Salvat. México 1992.
16. Macedo L, Abdo C, Bolognese M. Urinary excretion levels of nickel in orthodontic patients, Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007;131:635-8.
17. Essa A, Saad M, Shehab, Saleem. Nickel & Chromium Ions Release from Fixed Orthodontic Appliances in Iraqi patients. Mustansiria Dental Journal 2011;8(2).
18. Ziębowicz A, Walke W. Barucha-Kępa A, Kiel M. Corrosion behaviour of metallic biomaterials used as orthodontic wires. Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering 2008; 27(2).
19. Shabalovskaya SA. Surface, corrosion and biocompatibility aspects of nitinol as an implant material. Biomed Mater Eng 2002;12(1):69-109.
20. Filip P, Kneissl AC. Mazanec K. Physics of hydroxyapatite plasma coatings on TiNi shape memory materials. Materials science & engineering. A, Structural materials: properties, microstructure and processing 1997; 234:422-5.
21. Endo K. Chemical modification of metallic implant surfaces with biofunctional proteins (part 2). Corrosion resistance of a chemically modified NiTi alloy. Dent Mater J 1995; 14(2): 199-210.
22. Miura, F ; Mogi, M. ; Ohura, Y. ; Hamanaka, H. The super-elastic property of the japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1986; 90(1):1-10.
23. Kobayashi S, Ohgoe Y, Ozeki K, Sato K, Sumiya T, Hirakuri K.K, Aoki H. Diamond-like carbon coatings on orthodontic archwires. Diam. Relat. Mater 2005;14(3-7), 1094–97.
24. Muench A. Metais em ortodontia .En :INTERLANDI, S. Ortodontia: bases para a iniciação. São Paulo: Artes Médicas, 1994. p. 95-102.
25. Proffit, WR. Fields Jr HW. Mechanical Principles in Orthodontic Force Control. In: Contemporary Orthodontics. 3rd. St. Louis: Mosby, 2000. cap 10, p.328-331.

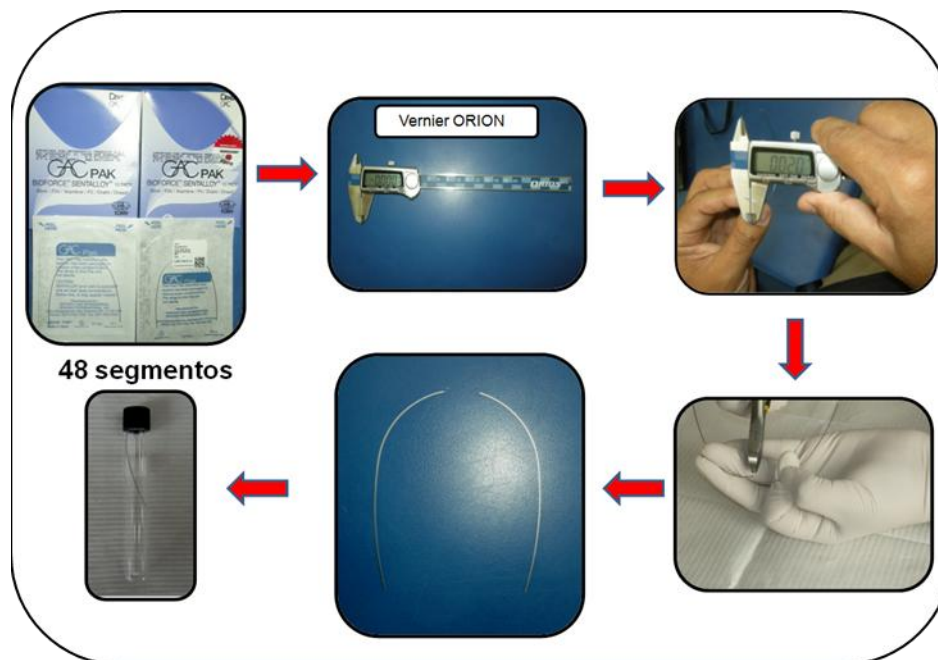
26. Kusy, RP. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *Angle Orthod* 1997; 6:197-208.
27. Hiling H, Ricky W, Urban H. Complications of orthodontic treatment: are soft drinks a risk factor?. *World J Orthod* 2009;10:33-40.
28. Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am J Orthod* 1978;73:142–151.
29. Jacobs M., *Manufacture and Analysis of Carbonated Beverages*, Chemical Publishing Co.Inc. New York 1959, pp. 95-96.
30. Sorvari R, Rytomaa I. Drinks and dental health. *Proc Finn Dent Soc* 1991;87:621-31.
31. Varnan, AH, Sutherland JP. *Bebidas tecnológicas ,químicas y microbiológicas. Series de alimentos Básicos* . Editorial Acribia, Zaragoza. 1997.
32. Encuesta Global de Salud Escolar. Resultados de Perú 2010, 1ra ed 2011. pg 22.
33. Datum Internacional, *bebidas más consumidas en el Perú*. <http://www.datum.com.pe/pdf/x5.pdf> (consulta: 04 de julio de 2013).
34. Darvell BW. *Material Science for Dentistry* , 7th ed .Hong Kong. 2002.
35. Asgharnia, M.K., Brantley, W.A. Comparison of bending and tension tests for orthodontic wires. *Am J OrthodDentofacial Orthop* 1986.March; 9(3): 28-36.
36. Gurgel A, Kerr S, Powers M. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 120(4): 378-382.
37. Askeland D, Phule P. *Ciencia e Ingenieria de los materiales*. 4ta ed. Cengage Learning. Mexico.2010.
38. Cardoso C, Pedra J, Menezes L, Nelson C .Force – Deflection properties of initial orthodontic archwires. *World J Orthod* 2009; 10:29-32.
39. Incerti S. et al. Effect of soft drinks on the physical and chemical features of nickel-titanium-based orthodontic wires. *Acta Odontol Scand* 2012; 70: 49–55.
40. Igima M, Yuasa T, Endo K, Muguruma T, Ohno H, Mizoguchi I, Corrosion behavior of ion implanted nickel-titanium orthodontic wire in fluoride mouth rinse solutions.*Dent Mater J* 2010; 29(1): 53–58.

41. Palazón M. Caracterización de la superficie de los arcos de NiTi y factores que intervienen en su corrosión. Tesis para optar el Grado de Doctor. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla. 2009.
42. Yeung KW, Poon RW, Liu XY, Ho JP, Chung CY, Chu PK, Lu WW, Chan D, Cheung KM. Corrosion resistance, surface mechanical properties, and cytocompatibility of plasma immersion ion implantation-treated nickel-titanium shape memory alloys. *J Biomed Mater Res* 2005; 75: 256-267.
43. Mas L. Efecto erosivo valorado a través de la microdureza superficial del esmalte dentario producido por tres bebidas industrializadas de alto consumo en la ciudad de Lima. Estudio in vitro. Tesis para optar el título profesional de Cirujano Dentista. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos; 2002.
44. Liñan D, Meneses L, Delgado C. Evaluación in vitro del efecto erosivo de tres bebidas carbonatadas sobre la superficie del esmalte dental. *Revista Estomatológica Herediana* 2007;15; 17(2): p. 58-62.
45. Tauquino J. Evaluación in vitro de la microdureza superficial de una resina compuesta microhíbrida, una resina compuesta fluida y un cemento ionómero vítreo de restauración frente a la acción de una bebida carbonatada. Tesis para obtener el título profesional de cirujano dentista. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos; 2002.
46. Barret RD, Bishara SE, Quinn JK. Biodegradation of orthodontic appliance. Part I. Biodegradation of nickel and chromium in vitro. *Am J Orthod Dentofac* 1993;103: 243-50.
47. Staffolani N, Damiani F, Lilli C, Guerra M, Staffolani NJ, Belcastro S, et al. Ion release from orthodontic appliances. *J Dent* 1999;27:449-54.
48. Von Fraunhofer JA, Rogers MM. Dissolution of dental enamel in soft drinks. *Gen Dent* 2004; 52 (4): 308-12.
49. Johansson AK, Lingström P, Birkhed D. Effects of soft drinks on proximal plaque pH at normal and low salivary secretion rates. *Acta Odontol Scand* 2007; 65: 352-356.

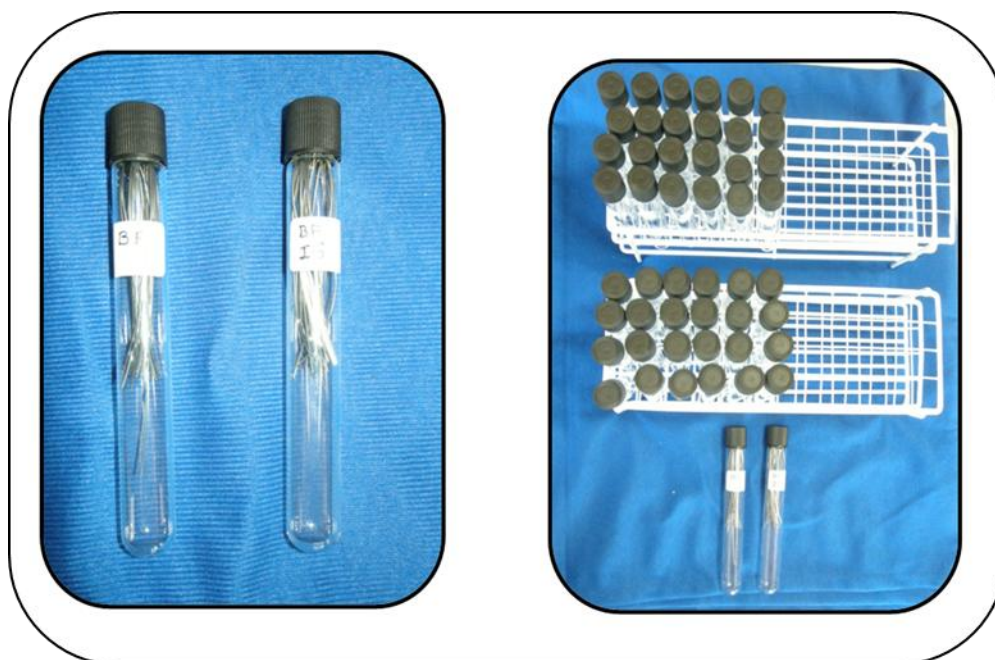
50. Geoffrey RA. Comparison of the Tensile Properties of Nickel Titanium Orthodontic wires. Tesis de Maestría. Dental Science. University Sydney Australia. 1995.
51. Krishnan V.; Yothindra k. Mechanical Properties and Surface Characteristics of three archwire alloys. The Angle Orthodontist 2004 ;74(6): 825-831.
52. Yoneyama T, Dol H, Hamaeaka H, Okamoto Y, Mogi M, Miura F. Super-elasticity and thermal behavior of Ni-Ti alloy orthodontic archwires. Dent. Mater J 1992; 11(1):1-10.
53. Ramos V, Sodevilla L, Mattos M. Propiedades mecánicas de tres marcas de arcos ortodóncicos de níquel-titanio termoactivados Estudio in vitro. Odontol. Sanmarquina 2010; 13(1):23-27.

ANEXO 04

SECUENCIA DE PREPARACIÓN DE LOS ESPECÍMENES

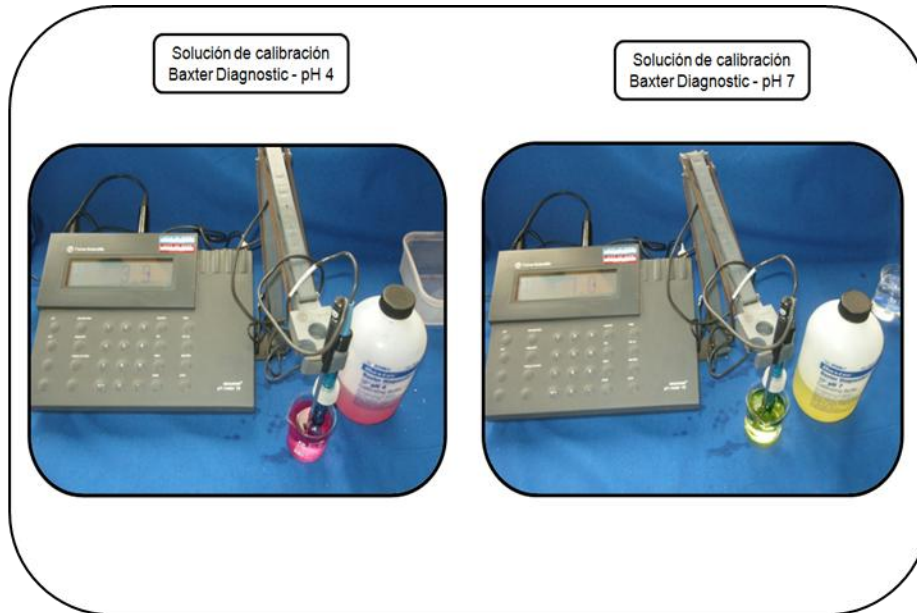


SEGMENTOS DE ALAMBRES DISTRIBUIDOS ALEATORIAMENTE

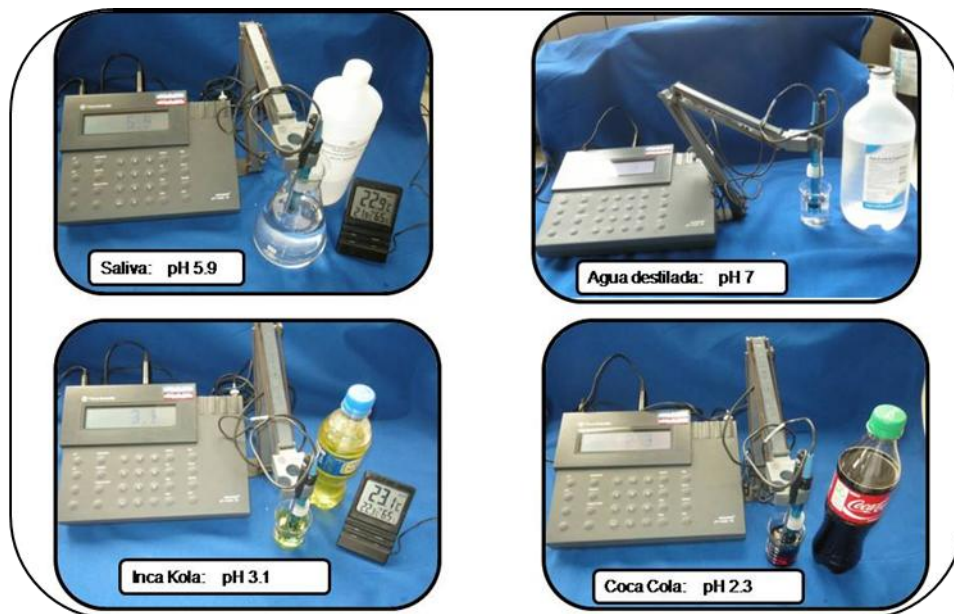


ANEXO 05

CALIBRACIÓN DEL PH METRO FISHER CIENTIFIC CON SUSTANCIAS CALIBRADORAS DE 4 Y 7.

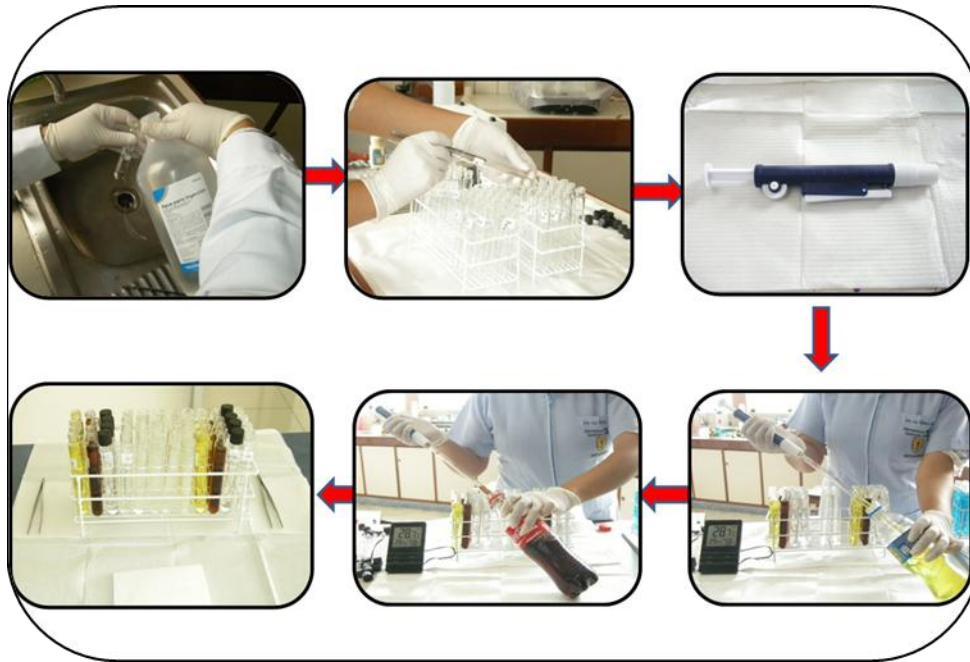


MEDICIÓN DEL PH DE CADA SUSTANCIA DE INMERSIÓN

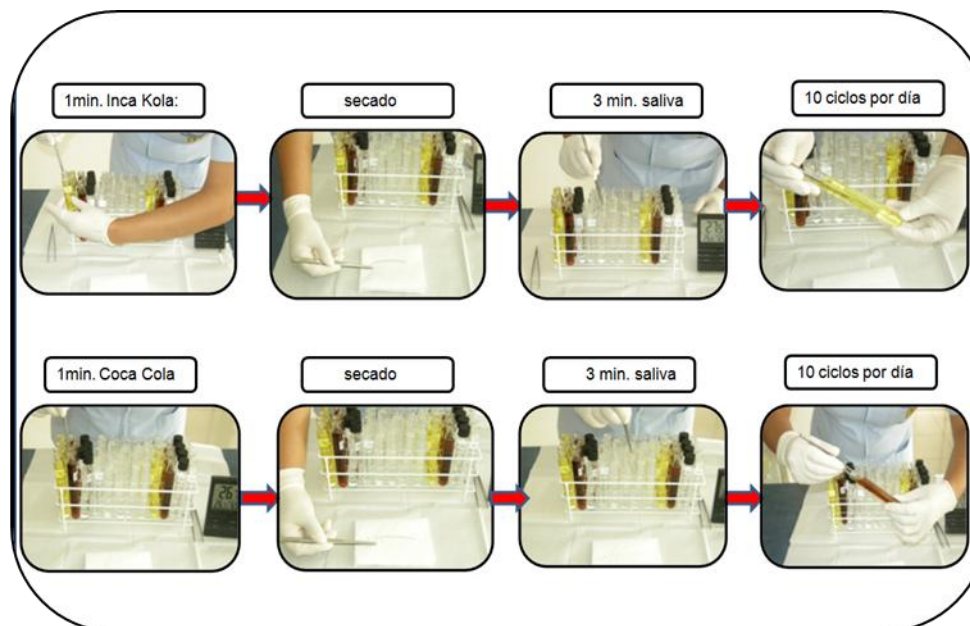


ANEXO 06

PROCEDIMIENTOS DE INMERSIÓN A LAS BEBIDAS CARBONATADAS



PROCEDIMIENTOS DE INMERSIÓN A LAS BEBIDAS CARBONATADAS



ANEXO 07

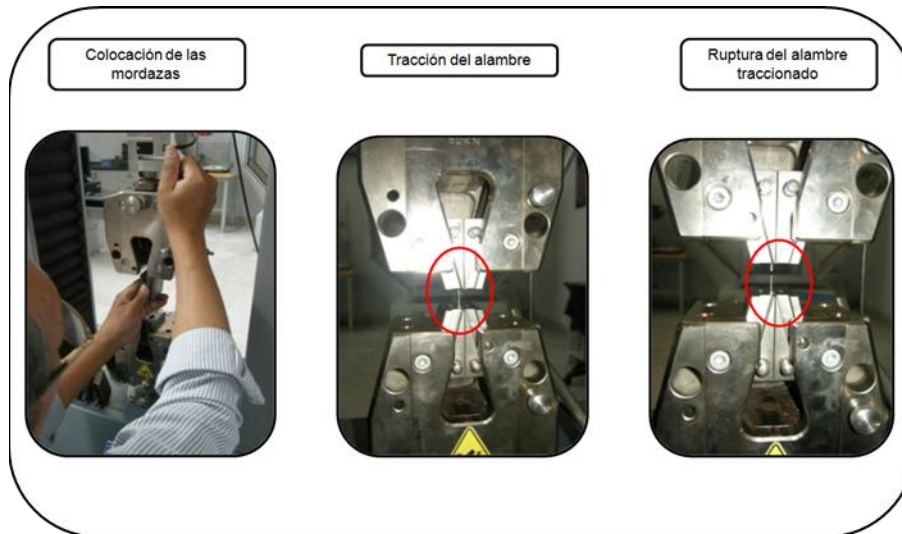
ALMACENAMIENTO

Isotemp Incubator Model 230D (Laboratorio de micronutrientes de UPCH)

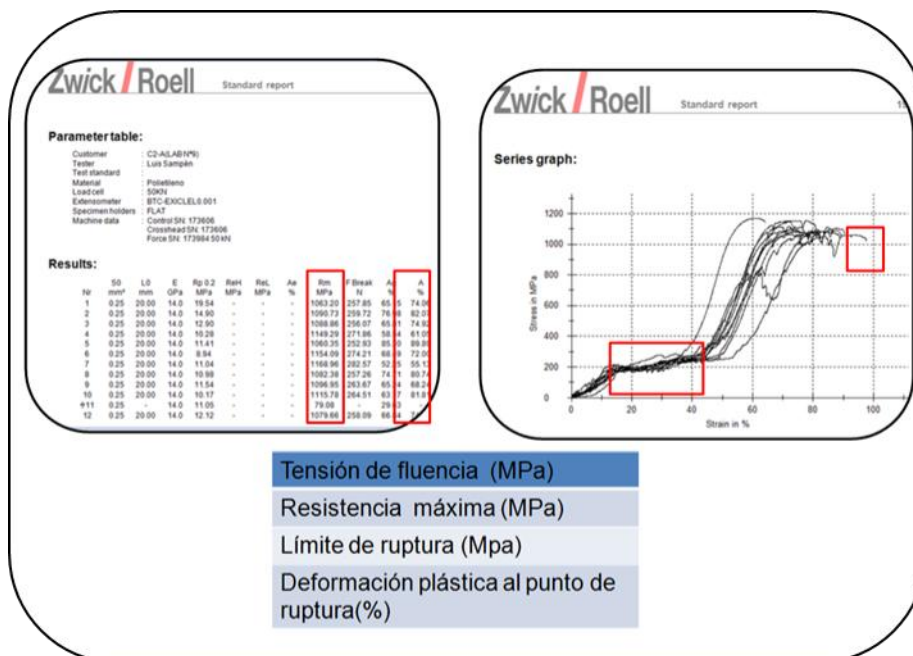


ANEXO 08

EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS



REGISTRO DE DATOS DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS



ANEXO 09

FICHA DE REGISTRO

**PROPIEDADES MECANICAS DE LOS ALAMBRES DE NITI BIOFORCE® Y
BIOFORCE IONGUARD ® DE 0.020 X 0.020” DE 76mm DE LONGITUD
DESPUES DE LAS INMERSION A LAS SUSTANCIAS DE INMERSIÓN A UNA
VELOCIDAD CONSTANTE DE 1mm/min.**

Propiedades mecánicas	Tensión de fluencia (MPa)	Resistencia máxima (MPa)	Límite de ruptura (MPa)	Deformación plástica (%)
Espécimen				
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				
16				
17				
18				
19				
20				
21				
22				
23				
24				
20				
21				
22				