

UNIVERSIDAD INCA GARCILASO DE LA VEGA

FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA



**RELACIÓN CARGA-DEFLEXIÓN EN TRES DIFERENTES MARCAS DE
ARCOS ORTODÓNTICOS 0.014" DE NÍQUEL-TITANIO. ESTUDIO IN-
VITRO**

TESIS PARA OPTAR

EL TÍTULO DE CIRUJANO DENTISTA

PRESENTADO POR:

BACHILLER ELIZABETH JOHANNA LOPEZ OCHOA

LIMA – PERÚ

2019

A Dios por ser mi guía y fortaleza en mi vida personal y sobre todo profesional.

A mis padres Gladys y Vidal quienes me dieron las herramientas para crecer personal y profesionalmente, gracias a ellos por la motivación.

A mis hermanos Edwin y Alexander por sus palabras de aliento para seguir adelante y por la comprensión durante todo el proceso.

A los doctores y amigos quienes me apoyaron y fueron testigos de mi esfuerzo constante.

AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Francisco Vargas Corpancho, por haber asesorado en la estructura y contenido de la presente investigación.

Al Dr. Hugo Caballero Cornejo, por su constante preocupación y dedicación en mi investigación.

Al Dr. Christian Nole Álvarez, por el apoyo en la obtención y análisis de los resultados estadísticos del estudio.

A los Ing. Alexander López Ochoa y el Ing. Robert Eusebio Teheran, por su apoyo en la ejecución del estudio y procesamiento de datos durante la elaboración del proyecto.

Al Dr. Gilmer Solís Sánchez, por sus enseñanzas, apoyo e inculcar en mi la pasión por la investigación.

A los directivos y personal administrativo, de la Universidad Inca Garcilaso de la Vega, que hicieron viable esta investigación.

Y a todas las personas que de alguna manera colaboraron en el desarrollo de mi investigación.

ÍNDICE

	Pág.
PORTADA.....	i
DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTOS.....	iii
ÍNDICE	iv
ÍNDICE DE TABLAS.....	vii
ÍNDICE DE GRÁFICOS.....	IX
RESUMEN.....	XI
ABSTRACT	xii
INTRODUCCIÓN.....	xiii
CAPÍTULO I: FUNDAMENTOS TEÓRICOS DE LA INVESTIGACIÓN	1
1.1 MARCO TEÓRICO	1
1.1.1 Ortodoncia e introducción de los metales.....	1
1.1.1 Ensayo de materiales.....	10
1.1.2 Ensayo de flexión.....	12
1.1.3 Fuerza y movimiento dental	15
1.1.4 Alambres ortodónticos	19
1.1.4.1 Tipos de alambres	20

1.1.4.2	Alambre níquel-titanio.....	25
1.1.4.2.1	Tipos de NiTi	28
1.2	INVESTIGACIONES	29
1.3	MARCO CONCEPTUAL	36
CAPÍTULO II: EL PROBLEMA, OBJETIVOS, HIPÓTESIS Y VARIABLES 38		
2.1	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	38
2.1.1	DESCRIPCIÓN DE LA REALIDAD PROBLEMÁTICA	38
2.1.2	DEFINICIÓN DEL PROBLEMA	41
2.1.2.1	PROBLEMA PRINCIPAL.....	41
2.1.2.2	PROBLEMAS ESPECÍFICOS	41
2.2	FINALIDAD Y OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN	42
2.2.1	FINALIDAD.....	42
2.2.2	OBJETIVO GENERAL Y ESPECÍFICOS.....	42
2.2.2.1	OBJETIVO GENERAL.....	42
2.2.2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	43
2.2.3	DELIMITACIÓN DEL ESTUDIO.....	43
2.2.4	JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA DEL ESTUDIO	44
2.3	HIPÓTESIS Y VARIABLES.....	45
2.3.1	HIPÓTESIS PRINCIPAL Y ESPECÍFICAS	45
2.3.1.1	HIPÓTESIS PRINCIPAL.....	45
2.3.1.2	HIPÓTESIS ESPECÍFICAS.....	45
2.3.2	VARIABLES E INDICADORES.....	45

CAPÍTULO III: MÉTODO, TÉCNICA E INSTRUMENTO.....	47
3.1 POBLACIÓN Y MUESTRA	47
3.1.1 POBLACIÓN.....	47
3.1.2 MUESTRA.....	47
3.2 DISEÑO UTILIZADO EN EL ESTUDIO.....	49
3.3 TÉCNICA E INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS ..	49
3.3.1 TÉCNICA DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....	49
3.3.2 INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....	50
3.4 PROCESAMIENTO DE DATOS.....	52
CAPITULO IV: PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS ...	54
4.1 PRESENTACIÓN DE RESULTADOS.....	54
4.2 CONTRASTACIÓN DE HIPÓTESIS	60
4.3 DISCUSIÓN DE RESULTADOS	90
CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	96
5.1 CONCLUSIONES	96
5.2 RECOMENDACIONES	98
5.2.1 Recomendación General	98
5.2.2 Recomendaciones Específicas	98
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	100
ANEXOS	104

ÍNDICE DE TABLAS

Tablas	Pág.
N°1 Distribución de número de marcas de arcos ortodónticos 0.014'' níquel-titanio	54
N°2 Estadígrafos de las fuerzas a la deformación de los distintos arcos	56
N°3 Análisis de distribución de la normalidad a 2mm. (P. Shapiro-Wilk)	63
N°4 Análisis de las varianzas (homocedasticidad) a 2mm	65
N°5 Distribución de medias a 2mm (P. ANOVA)	66
N°6 Comparación Post Hoc de las medias a 2mm	67
N°7 Análisis de distribución de la normalidad a 3mm.(P. Shapiro-Wilk)	69
N°8 Análisis de las varianzas (homocedasticidad) a 3mm	72
N°9 Distribución de medias a 3mm (P. ANOVA)	73
N°10 Comparación Post Hoc de las medias a 3mm	73
N°11 Análisis de distribución de la normalidad a 4mm.(P. Shapiro-Wilk)	76
N°12 Análisis de las varianzas (homocedasticidad) a 4mm	79
N°13 Distribución de medias a 4mm (P. ANOVA)	80
N°14 Comparación Post Hoc de las medias a 4mm	80
N°15 Análisis de distribución de la normalidad promedio. (P. Shapiro-Wilk)	83
N°16 Análisis de las varianzas (homocedasticidad) promedio	86

N°17 Distribución de medias promedio (P. ANOVA)	87
N°18 Comparación Post Hoc de las medias del promedio	87
N°19 Análisis de aceptación de la hipótesis general como respuesta a los resultados estadísticos de sus hipótesis específicas.	89

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráficos	Pág.
N°1 Distribución del número de marcas de arcos ortodónticos 0.014'' níquel-titanio	55
N°2 Medias de las tres marcas de arcos ortodónticos	58
N°3 Límites de error de las deformaciones de 1mm	58
N°4 Límites de error de las deformaciones de 2mm	59
N°5 Límites de error de las deformaciones de 3mm	59
N°6 Límites de error de las deformaciones de 4mm	63
N°7 Límites de error de las deformaciones promedio	64
N°8 Gráfico Q-Q de distribución de la marca MORELLI ante la carga- deflexión de 2mm	64
N°9 Gráfico Q-Q de distribución de la marca ORMCO ante la carga- deflexión de 2mm	70
N°10 Gráfico Q-Q de distribución de la marca GAC ante la carga- deflexión de 2mm	70
N°11 Gráfico Q-Q de distribución de la marca MORELLI ante la carga- deflexión de 3mm	71
N°12 Gráfico Q-Q de distribución de la marca ORMCO ante la carga- deflexión de 3mm	77
N°13 Gráfico Q-Q de distribución de la marca GAC ante la carga- deflexión de 3mm	77
N°14 Gráfico Q-Q de distribución de la marca MORELLI ante la carga- deflexión de 4mm	78

N°15	Gráfico Q-Q de distribución de la marca ORMCO ante la carga-deflexión de 4mm	84
N°16	Gráfico Q-Q de distribución de la marca GAC ante la carga-deflexión de 4mm	84
N°17	Tabla de aceptación de la hipótesis general y específicas	85

RESUMEN

El objetivo de la presente investigación fue determinar el efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio en la relación carga-deflexión. El diseño de la investigación fue experimental, in-vitro, longitudinal, prospectivo. Para poder cumplir con el objetivo de la investigación, se estudiaron un total de 30 arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio, los arcos fueron llevados a un ensayo de flexión en el cual se les aplicaron distintas fuerzas para lograr deformaciones en milímetros. La relación carga-deflexión se midió con una máquina digital de ensayos universales modelo CMT-5L de la marca LG. Los datos se realizaron mediante la prueba ANOVA de 1 factor para muestras relacionadas y la prueba post hoc de Bonferroni. Se encontró, diferencia estadísticamente significativa en las fuerzas a la deformación de 2mm, 3mm y 4mm entre los 3 grupos de marcas comerciales. Se concluye que existe relación significativa de carga-deflexión de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio de las distintas marcas comerciales.

Palabras clave: arco ortodóntico, relación carga-deflexión, deformación, níquel-titanio, fuerzas, alambre.

ABSTRACT

The objective of the present investigation was to determine the effect of the three different orthodontic arch marks 0.014 "nickel-titanium in the charge-deflection relationship. The design of the research was experimental, in-vitro, longitudinal, prospective. In order to fulfill the objective of the research, a total of 30 0.014 "nickel-titanium orthodontic arches were studied, the arches were taken to a bending test in which different forces were applied to achieve deformations in millimeters. The load-deflection relation was measured with a digital machine of universal tests model CMT-5L of the LG brand. The data were made using the 1-factor ANOVA test for related samples and the Bonferroni post hoc test. It was found, statistically significant difference in the deformation forces of 2mm, 3mm and 4mm between the 3 groups of commercial brands. It is concluded that there is a significant load-deflection relationship of the 0.014 "nickel-titanium orthodontic arches of the different trademarks.

Keywords: orthodontic arch, load-deflection relationship, deformation, nickel-titanium, forces, wire.

INTRODUCCIÓN

Durante el transcurso del tiempo los arcos ortodónticos han sido modificados en cuanto a su aleación, calibre y propiedades; con el objetivo de mejorar la calidad en el tratamiento ortodóntico. Los alambres son los dispositivos que realizarán los movimientos dentarios a través de fuerzas continuas y leves. En el área de ortodoncia el uso de los alambres será de manera secuencial en diferentes etapas del tratamiento, el inicio de ellas se dará con alambres de níquel-titanio por las propiedades que presenta como: efecto memoria de forma lo cual significa que el alambre regresará a su forma inicial, elasticidad y su poca rigidez.

En la etapa de alineamiento y nivelación es de vital importancia la correcta selección de alambres para evitar daños en los tejidos blandos y duros. Los profesionales usan con frecuencia alambres NiTi de calibres 0.012''-0.014'' y es por ello que se tiene a disposición una amplia variedad de marcas, calidades y costo en el mercado. Sin embargo, muchos de los alambres no le dan suficiente información al ortodoncista en cuanto a sus propiedades mecánicas. Es por ello que muchos especialistas tienen sus preferencias en cuanto a las marcas basada en sus experiencias clínicas.

Teniendo en cuenta estos inconvenientes de parte de los productos de los fabricantes, el objetivo de este trabajo es determinar el efecto de las tres marcas de arcos ortodónticos de 0.014'' de níquel-titanio en la relación carga-deflexión, disponibles en el mercado nacional y sobre las cuales hay poca información técnica. Con este trabajo el profesional podrá obtener datos que no se encuentran en los alambres y así puedan tener una selección más acertada; así mismo servirá como evidencia científica para futuras investigaciones, siendo una fuente didáctica y de acceso libre.

CAPÍTULO I: FUNDAMENTOS TEÓRICOS DE LA INVESTIGACIÓN

1.1 MARCO TEÓRICO

1.1.1 Ortodoncia e introducción de los metales

La ortodoncia es la rama de la odontología encargada de prevenir y/o corregir alteraciones cráneo-faciales y dentarias logrando dar una condición estética y funcional al paciente. Es un área compleja dirigida a diferentes zonas del aparato estomatognático, por lo que puede ser considerada una de las más importantes. Las alteraciones dentarias son manejadas con tratamientos fijos o removibles. Sin embargo, la alineación y nivelación de ellos únicamente son realizados con aparatología fija empleando elementos como brackets, alambres, arcos y otros. Los arcos metálicos son la base del tratamiento ya que por su fuerza interna generarán movimientos dentarios.⁽¹⁾

Actualmente existe distintos materiales para la elaboración de arcos y la concentración de ellos varía según el fabricante, con la finalidad de mejorar la calidad de su producto. Existen materiales como níquel-titanio aquellas

aleaciones no magnéticas y alta resistencia a la corrosión; utilizados en el ámbito médico como odontológico por sus numerosas propiedades mecánicas.⁽²⁾⁽³⁾

Historia de la ortodoncia

Los conceptos ortodónticos se remontan a la época primitiva 3000 años A.C., se encontró evidencia de escritos acerca de alineamientos y dientes protruidos. En el antiguo Egipto, Grecia y los Mayas de México tenían una práctica ortodóntica muy rudimentaria, trataban de corregir apiñamientos dentarios con diferentes dispositivos como alambres de oro para alinear y estabilizar los dientes inferiores.⁽⁴⁾⁽⁵⁾

La evolución de la ortodoncia en Grecia tuvo mayor impulso con Hipócrates quien fue uno de los primeros en reconocer la mal posición de las piezas dentarias y comentar acerca de las anomalías craneofaciales. Es por ello que los vocablos de ortodoncia provienen de Grecia; “orthos” que significa derecho y “odontos” de significado diente.⁽⁶⁾ Posteriormente en Roma, Celso propuso la extracción de los dientes temporales justo cuando sea evidente la desviación de los dientes permanentes, así mismo ejercer presión sobre ellos para guiarlos de manera correcta.⁽⁷⁾

En el siglo XVIII fue la época de Pierre Fauchard un famoso dentista de Francia quien en 1728 describió un aparato ortodóntico de expansión llamado “bandeau”.⁽⁷⁾ En 1757 Bourdet recomendó las extracciones de premolares para aliviar apiñamientos. El odontólogo John Hunter en 1771 menciona en

una publicación la oclusión dentaria, la reabsorción radicular de dientes temporales y la extracción por apiñamientos dental. En 1928 fue introducido el bracket el cual ha ido mejorando en cuanto a calidad y diseño.⁽⁶⁾

Historia de los materiales metálicos

Los metales provienen de los minerales los cuales son materiales hallados en forma natural. Químicamente los metales son considerados sustancias que ceden con facilidad los electrones más externos situados alrededor del átomo neutro. Los metales y no metales se encuentran divididos en el sistema periódico por una línea diagonal de elementos que tienen propiedades metálicas y no metálicas.⁽⁸⁾

Generalmente los metales se encuentran en la naturaleza combinados químicamente, teniendo una capacidad de electricidad que disminuye a temperaturas altas. Tienen un olor característico que desaparece al ser pulido, pero aparece al ser humedecido. Suelen ser duros y resistentes a rupturas, alta resistencia a la fatiga, son elásticos, maleables y dúctiles. Tienen fuerzas de atracción muy fuertes, la unión de los iones positivos y carga negativa es muy intensa pues mantienen estructuras firmes y estables.⁽⁹⁾

Los metales son muy útiles en el área odontológica no sólo para fabricar brackets, arcos o bandas metálicos sino también para la confección de aparatos protésicos y restauraciones directas. Los más usados son: oro, níquel, cobalto, titanio, acero, cromo, aluminio, hierro, paladio, platino, plata, cobre, cinc, indio, berilio, estaño, cobre y cromo.⁽¹⁰⁾

Propiedades generales (mecánicas y físicas)

Los metales son cuerpos de constitución cristalina y es de importancia tener en cuenta las propiedades mecánicas, químicas y físicas de ellos en general. Las propiedades físicas son aquellas que logran cambiar el material en cuanto a su forma exterior sin alterar su composición atómica.⁽¹¹⁾ Las propiedades químicas serán aquellas se tendrán un cambio evidente durante una reacción química. Las propiedades mecánicas son aquellas que le darán una característica inherentes, propias a cada metal permitiendo diferenciarse de otros.⁽⁸⁾⁽¹²⁾

Propiedades físicas

- **Maleabilidad y ductibilidad**

Esta propiedad se refiere a la capacidad que tienen los metales a deformarse ante fuerzas comprensivas antes del punto de ruptura, formando hilos o también podría laminarse. Son buenos conductores térmicos y eléctricos.⁽¹³⁾

- **Punto de fusión**

Los metales puros por ser elementos químicos se funden a temperaturas constantes, por lo contrario las aleaciones coladas al no ser puras y ser mezclas de diferentes elementos no tienen punto de fusión sino un intervalo de fusión.⁽¹¹⁾

- **Densidad**

Por lo general la densidad en un metal se expresa en relación con el peso del agua, se dice si un metal pesa tres veces más que un volumen equivalente de agua, se dice que tienen una densidad de 3. Pero normalmente el peso de los metales es alto.⁽¹⁴⁾

- **Expansión térmica**

Esta propiedad permite mayor expansión al metal cuando su temperatura aumenta, teniendo muchas aplicaciones clínicas como el mercurio utilizada en el termómetro.⁽¹¹⁾

Propiedades mecánicas

- **Dureza**

Se define como la resistencia que opone un metal antes agentes abrasivos. Es la resistencia a ser rayados o penetrados.⁽¹⁵⁾

- **Fragilidad**

Se refiere a la facilidad con la que un metal puede ser roto una vez sometido a un esfuerzo.⁽¹⁵⁾

- **Resistencia**

Es la capacidad de un alambre de soportar una carga que lo deforma sin exceder su límite de deformación plástica. La resistencia depende de la rigidez y del rango de trabajo.⁽¹⁶⁾

- A la flexión

Es la capacidad que tiene un alambre a soportar fuerzas aplicadas de manera perpendicular a su eje longitudinal.

- A la tracción

Se refiere a la máxima carga de tracción que soportará un alambre.

- A la torsión

Es la capacidad que tiene el material para soportar una secuencia de giros, es el esfuerzo máximo antes de la rotura del mismo.

- A la fatiga

Es la magnitud de esfuerzo necesario para producir un fallo en una probeta después de un número específico de ciclo de carga.

- A cizallamiento

Se refiere al comportamiento de un material sometido a esfuerzos cortantes incrementándose hasta un de rotura por deslizamiento

- A la comprensión

Estudia el comportamiento de los materiales sometidos a un esfuerzo de comprensión, incrementándose progresivamente por una máquina hasta lograr una rotura o aplastamiento.

- **Rigidez**

Es una medida de la F requerida para deformar un material a una distancia específica. Es una propiedad muy relevante al momento de la elección de un arco de alambre. Cuando una fuerza externa es aplicada sobre un metal y este se desarrolla una fuerza interna para soportarla, es una resistencia a la presencia del también llamado estrés.⁽¹³⁾

- **Rango de trabajo**

Será correspondiente a la cantidad de deformación elástica que puede soportar un alambre sin sufrir una deformación definitiva, ni exceder el límite del material. Hay factores como el calibre, forma y/o tipo de material que podrían modificar los valores del rango de trabajo, teniendo en cuenta que un arco con un amplio rango permite realizar más activaciones.

- **Elasticidad**

Es la capacidad que tiene un metal para recuperar su forma después de haberse sometido a una fuerza externa. Si el metal es elástico por consecuente también es resiliente ya que es capaz de absorber la forma elástica de la energía que provoca la deformación.⁽¹⁾

- **Ley de Hooke**

Es la relación entre la tensión y deformación, siendo este igual hasta un punto límite. La proporción de ellos será reflejada por una línea recta.

- **Módulo de elasticidad**

También llamado módulo de Young, es la constante de relación lineal que hay entre la tensión y deformación que está bajo el límite elástico; será la energía liberada por cada activación dada. Va a representarse por la pendiente bajo la curva, se define como el cociente entre el estrés compresivo y la deformación. Si la carga es proporcional a la deformación, dentro del rango elástico, el módulo de elasticidad será una constante de proporcionalidad. Los valores aumentados indicarán mayor rigidez, por lo que la aleación de mayor módulo será el acero inoxidable.

- **Resiliencia**

Es la cantidad de energía almacenada disponible para ejercer los movimientos.

- **Módulo de resiliencia**

Es la cantidad de energía interna por unidad de volumen en un material. Será representado por el área que hay debajo del diagrama de tensión/deformación hasta el límite elástico.

- **Biocompatibilidad**

Se refiere a la resistencia a la corrosión y tolerancia tisular a los elementos que integran dicho material.

- **Plasticidad**

Se refiere a la capacidad que tienen los metales de conservar la forma que les fue dada después ser expuestos a un esfuerzo, es opuesto a la elasticidad. Los metales son altamente plásticos por ellos conservar su forma.⁽¹⁶⁾

- **Soldabilidad**

La posibilidad de unirse a otros alambres de mismo o diferente aleación, mediante soldaduras que le darán ventajas adicionales pues poder ser modificable.

- **Fricción**

Es la resistencia al desplazamiento de dos cuerpos en contacto. Hay dos tipos de fricción:

- Fuerza de la Fricción Estática

Es la fuerza que se requiere para empezar a mover los dientes a lo largo del alambre, mediante dispositivos elásticos o metálicos como resortes de acero inoxidable o níquel-titanio.

- Fuerza de la Fricción Dinámica

Este será la fuerza que se necesitará para continuar un movimiento constante a lo largo del alambre, mediante dispositivos elásticos o metálicos como resortes de acero inoxidable o níquel-titanio.

1.1.1 Ensayo de materiales

En el ámbito de la ingeniería se realizan ensayos para estudiar y determinar las propiedades físicas y mecánicas de los materiales; se clasifican en:

- Ensayos de constitución: determinan la composición química y determina características en su estructura interna y atómica
- Ensayos mecánicos: aquellos que determinan propiedades mecánicas de los materiales. Se dividen de acuerdo a como se apliquen las cargas:
 - **Estáticos:** la aplicación de la carga se da durante un periodo largo, simula una carga estática, existen ensayos como los de tracción, dureza, flexión, creep, etc.
 - **Dinámicos:** la aplicación de la carga se dará a altas velocidades, existen ensayos como los de impacto, fatiga, etc.

- Ensayos no destructivos: aquellos que permiten detectar y/o localizar discontinuidades que no se pueden detectar en la inspección visual, solo microscópicamente.
- Ensayos tecnológicos: comportamiento de los materiales cuando son requeridos para un determinado trabajo.⁽¹⁶⁾⁽¹⁷⁾

Máquina de pruebas universales

La máquina universal es capaz de realizar una gama ancha de pruebas de tracción y compresión. Está diseñada para el propósito de adiestramiento, siendo muy fácil de manejar. Además, utilizando diferentes accesorios se pueden hacer pruebas de flexión, pruebas de pandeo y deslizamiento como la prueba de resistencia al tiro.⁽¹⁶⁾⁽¹³⁾

Se caracteriza por ser automática y por generar una energía muy suave y de velocidad constante. La energía es producida por un motor accionado por un cilindro hidráulico, es posible controlarlo manualmente o por PC. Las velocidades se ajustan manualmente de acuerdo a las pruebas que se quieran realizar. Todos los resultados se muestran en un monitor en valores digitales y como diagramas de cuadro. Por otro lado cuenta con accesorios que ayudaran a un mejor desempeño de la misma, son herramientas para pruebas de tracción (estándar), pruebas de brinell, mordazas, pruebas de compresión, pruebas de flexión e incluye probetas de tracción.⁽¹⁷⁾⁽¹³⁾

1.1.2 Ensayo de flexión

En el ámbito de la ingeniería los ensayos para determinar propiedades de los materiales se clasifican en dos grandes grupos; los ensayos destructivos aquellos que van a ocasionar una deformación y los no destructivos aquellos que van a alterar su estructura a nivel microscópico. El ensayo de flexión es un procedimiento simple que observará la reacción de un material ante una fuerza externa. El mismo tendrá como objetivo determinar si el material cumple con estándares necesarios para su uso, así mismo simulará situaciones a la cual estará sometida con frecuencia. La fuerza aplicada será lenta y constante, en dirección perpendicular al eje longitudinal del material.⁽¹³⁾⁽¹⁶⁾

Durante la prueba de flexión, los materiales pasan por fuerzas que inducen esfuerzos compresivos sobre una sección transversal de la pieza y esfuerzos tensivos sobre la parte restante. Estos mismos también son llamados probetas, ya que son modificados para la ejecución de las pruebas. El montaje de los apoyos y la probeta deben ser centrados y alineados en la máquina universal de ensayos mecánicos.⁽¹³⁾

El ensayo consiste en someter una probeta apoyada en los extremos, a una fuerza a su eje perpendicular. Habiendo dos métodos de aplicación del ensayo:

- Probetas apoyadas en sus extremos, sin tensión y cargadas en la mitad de la longitud: 3 puntos.

- Probetas apoyadas en sus extremos, sin tensión y cargadas en dos puntos equidistantes en los extremos: 4 puntos⁽¹⁷⁾

Relación carga-deflexión

La relación carga-deflexión sobre un alambre de ortodoncia se refiere a la fuerza en N que produce el sistema por cada milímetro que se deforma. Los sistemas mecánicos en ortodoncia deben producir baja proporción de carga/deflexión para evitar daños periodontales y permitir un movimiento óptimo.

Es importante mencionar que las fuerzas aplicadas durante un tratamiento ortodóntico deben ser continuas y ligeras. La deflexión tendrá fases que serán diferenciadas por el tipo de deformación que tendrá el alambre. Una vez superado el límite elástico del alambre, este pasará por un cambio permanente evitando retornar a su estado inicial.⁽¹⁾

1. Fase elástica

En esta primera fase el arco conservará sus propiedades mecánicas, la deformación será elástica y transitoria por ello retornará a su curvatura original en su totalidad una vez eliminada la carga.⁽¹⁷⁾

2. Fase plástica

En esta segunda fase el arco presentará cambios en su estructura y sus propiedades, sobre todo su efecto memoria se verá alterada. Así

mismo la distorsión del material será permanente ya que paso el límite proporcional del alambre, no podrá regresar a su estado original.⁽¹⁷⁾

Curva carga-deflexión

Es una representación gráfica que va a registrar la cantidad de fuerza incrementada por cada milímetro de deformación. Esta curva será el diagrama que estudia el comportamiento y características de los materiales sometidas a diferentes cargas. Tiene un amplio uso en el área de ingeniería y ortodoncia para la evaluación de materiales elásticos sobretodo de alambres. La curva se obtendrá mediante lecturas progresivas generadas por una máquina electrónica Instron; de tal manera poder interpretar la porción diagonal de la curva, ésta podrá indicar la rigidez y flexibilidad del material evaluado ante una fuerza específica. La curva tiene puntos importantes que nos ayudará a la correcta interpretación de la misma.⁽¹⁾⁽¹³⁾

- **Límite proporcional o elástico**

Gráficamente se refiere a la pequeña porción diagonal de la curva, si la fuerza excede este punto el alambre empezará a sufrir cambios permanentes. La F y deformación no serán directamente proporcionales y se dará una deformación por cada unidad de fuerza.⁽¹⁾⁽¹⁸⁾

- **Límite elástico aparente**

Es el punto en la gráfica en donde el alambre sufre una deformación de 0.01%, además es una forma de cuantificar la resistencia del mismo.⁽¹⁾

- **Punto de carga clínica arbitraria**

A partir de este punto el alambre entra a un rango de inestabilidad y puede dañarse de forma irreparable.⁽¹⁾

- **Punto de ruptura**

En esta fase de la curva, el alambre no resiste más las cargas y la deformación no es suficiente, éste se fractura.⁽¹⁾

1.1.3 Fuerza y movimiento dental

La aplicación de fuerzas en ortodoncia va a permitir producir movimientos finos que son predecibles por el profesional. El conocimiento de los mecanismos biológicos evitará que más adelante en los nuevos tratamientos haya reabsorciones radiculares y resultados inestables. Los estímulos mecánicos hacen posible los movimientos ortodónticos y la remodelación del ligamento periodontal y hueso alveolar facilitarán el proceso.⁽⁶⁾⁽¹⁹⁾⁽⁵⁾

Las células involucradas y encargadas de transformar los eventos biológicos y moleculares en el movimiento dental son:

- **Fibroblasto**

Los fibroblastos del ligamento periodontal están constituidos por células heterogéneas que participan en el mantenimiento y reparación del tejido del ligamento y tejidos duros adyacentes. Tienen un papel fundamental en la remodelación ósea posteriormente a la aplicación de fuerzas ortodónticas, ya que modifican la síntesis de proteínas de la matriz extracelular (MEC) y la síntesis del colágeno tipo I, III, V, VI, XII, XIV.²⁰

- **Cementoblasto**

Es una célula de origen mesenquimatoso que proviene del folículo dental. Tiene la función de formar el cemento y tiene periodos de actividad y reposo. Está constituido por organelas necesarias para la síntesis y la exportación de proteínas, además su membrana celular tiene receptores para el factor de crecimiento epidermal y para la hormona de crecimiento.⁽²⁰⁾

La célula participa en la remodelación del cemento radicular sometidos a fuerzas ortodónticas, siendo capaz de sintetizar osteopontina, osteonectina y fibronectina ante la presencia de estímulos mecánicos.⁽²²⁾

- **Osteoblasto**

Tiene un origen en las células perivasculares del tejido conectivo. Produce la matriz ósea o la matriz orgánica u osteoide y participa en su

mineralización, pudiendo estar en actividad o en reposo. Participa en la reabsorción y neoformación de tejidos, así mismo tiene la función de remover tejido osteoide no mineralizada en las zonas de reabsorción, dejando expuesta una capa mineral. Estas células actúan frente a fuerzas mecánicas sin embargo su papel no está totalmente identificado.⁽²²⁾

- **Osteoclasto**

Se originan por la fusión de las células mononucleares de origen hematopoyético. Siendo difícil entender el origen de nuevas células frente a fuerzas ortodónticas, existen evidencias histológicas durante etapas iniciales de movimiento dental. Pese a ello la literatura indica su participación en procesos de remodelación ósea y erupción dentaria; cuando se termina el proceso de reabsorción, ésta desaparece por el fenómeno de apoptosis.⁽²³⁾

La aparición de los osteoclastos está mediada por los osteoblastos; ambos tipos de células se encuentran tanto en las zonas de reabsorción o destrucción de tejidos como en las zonas de aposición o neoformación. De tal manera los osteoclastos se encargan de reabsorber tejidos mineralizados, pero tienen poca respuesta a los productos hormonales. Por lo general los osteoblastos del ligamento periodontal responden al estímulo hormonal y a las fuerzas ortodónticas dirigiendo los osteoclastos hacia sitios de reabsorción ósea.⁽²³⁾⁽²¹⁾

- **Células progenitoras**

Estas células permiten la formación de nuevas células que son indispensables en los procesos de reparación tisular. Se ubican en los vasos sanguíneos y pueden transformarse en las células mencionadas anteriormente dependiendo de la necesidad del tejido.⁽²⁰⁾⁽¹⁾

Las fuerzas externas ortodónticas aumentarán la actividad mitótica de las células mencionadas anteriormente, a su vez se producirán eventos celulares que permitirán la remodelación de tejidos de soporte y del ligamento periodontal. La proliferación celular se iniciará en la zona de presión y tensión del ligamento. Las respuestas bioquímicas de las células se denominan aposición y hialinización que producen cambios en el LP y en el tejido óseo como reabsorción radicular.

Hialinización

Es una zona de necrosis estéril que tiene escaso número de células y vasos sanguíneos generado por fuerzas altas, éste es el área de presión que se da sobre el ligamento periodontal. El tejido hialino puede ser retirado únicamente por los macrófagos y debe ser revascularizado por un proceso de angiogénesis. Este proceso limitará la cantidad y velocidad del movimiento dentario, además convertirá avascular y acelular al tejido cristalino. Es por este motivo que los tratamientos de ortodoncia son extensos y motivo por el cual se producen los fenómenos de reabsorción radicular y daños en el ligamento periodontal.

Aposición

Esta es el área de tensión, la zona en donde las fibras del ligamento periodontal se elongan y los fibroblastos luego de 40-48 horas se encargará de remodelar el hueso alveolar y formar hueso nuevo con normalidad. Ocurren procesos como dilatación de vasos sanguíneos, la actividad vascular aumenta al igual que el nivel de oxígeno y hay disminución del número de fibras, también se observa inflamación aguda temprana. Los procesos vasculares en esta zona no son tan drásticos ni perjudiciales, por lo contrario, contribuyen al movimiento dentario ya que los vasos sanguíneos se movilizan de la zona de presión a la zona de tensión o fuera del alvéolo.

1.1.4 Alambres ortodónticos

Los alambres ortodónticos son los elementos más utilizados en la especialidad puesto que ellos generan los movimientos en los dientes durante todo el tratamiento. Estos alambres almacenan energía que al ser liberadas se convierte en fuerzas activas que provocan un estímulo en el ligamento periodontal y así mismo generará movimientos dentarios. Surgen interacciones químicas, biológicas, celulares y moleculares durante este proceso. ⁽¹⁾ Serán los fibroblastos del ligamento periodontal, los osteoblastos y osteoclastos quienes se encargarán de transformar los eventos biológicos en movimientos dentales.⁽²⁴⁾

Tipos de fuerza aplicada sobre el alambre

La fuerza se caracteriza por producir deformaciones sobre el cuerpo en el que se está aplicando, capaz de producir movimientos de traslación o desplazamiento y rotación. Cada vez que se aplique una fuerza se va a generar una reacción que algunos casos de expresará como anclaje.⁽¹⁸⁾ Este tiene elementos fundamentales: la magnitud que es la cantidad de fuerza que será producida, la dirección es la recta que seguirá dicha fuerza, el sentido el cual puede ser negativo o positivo y el punto de aplicación donde se aplicará la fuerza; en caso de esta área será en los brackets adheridos en la cara vestibular de las piezas dentarias.⁽¹⁾⁽²⁵⁾

1.1.4.1 Tipos de alambres

Según su aleación

Las aleaciones son mezclas de dos o más metales, en el área odontológica contienen de cuatro a más metales.⁽²⁶⁾

- Aleaciones de metales preciosos
- Aleaciones de acero inoxidable
- Aleaciones de cromo/cobalto
- Aleaciones de titanio
 - Aleación NiTi convencional (martensítico)
 - Aleación Beta-titanio (titanio-molibdeno)
 - TMA azul

- TMA morado
- Aleación NiTi Japonés
- Aleación NiTi Chino
- Aleación Cobre-NiTi (austenítico)
 - Tipo II
 - Tipo III
 - Tipo IV
- Aleación Titanio-Molibdeno
- Aleación Titanio-Niobio
- Aleación CNA

Según la sección transversal

Los arcos con mayor utilidad en ortodoncia tienen una forma redonda, cuadrada y rectangular y cada una tiene distintas características y aplicación.⁽¹⁾

1. Alambres trenzados

- **A. redondos trenzados**

Vienen en aleaciones de acero inoxidable y en calibres:

- 0,0155
- 0,0175
- 0,0195

Este tipo de alambres está constituido por tres o más fibras de menor calibre enrolladas entre sí, vienen en una presentación de tiras de un pie de largo preformadas. Se caracteriza por su baja rigidez y su gran amplitud de trabajo y se utilizan en la primera etapa del tratamiento de alineación y nivelación.

- **A. rectangulares trenzados**

Vienen en aleaciones de acero inoxidable y níquel-titanio.

El alambre está formado por tres, siete, ocho y nueve fibras. Se caracteriza por ser muy resiliente y se utiliza en la última etapa de asentamiento final de oclusión, también sirven para controlar el torque en la fase de alineación y nivelación.⁽¹⁹⁾

2. Alambres compactos

- **A. redondos compactos**

Vienen en aleaciones de acero inoxidable, beta/titanio y níquel-titanio, en calibres de:

- 0,012
- 0,014
- 0,016
- 0,018

- 0,020

Estos arcos están formados por una única fibra maciza completamente redonda. Se caracteriza por tener una alta rigidez y menos amplitud de trabajo y se utiliza en la fase de alineamiento y nivelación, son los primeros arcos en boca; además es posible cerrar diastemas como alambres base.⁽¹⁾

- **A. cuadrados compactos**

Vienen en aleaciones de acero inoxidable, beta/titanio y níquel-titanio

En calibres de

- 0,014 x 0,014
- 0,016 x 0,016
- 0,017 x 0,017
- 0,018 x 0,018
- 0,021 x 0,021.

Los alambres están formados por una sola fibra maciza completamente cuadrada, tiene alta rigidez y poca amplitud de trabajo. Su aplicación se dan en la fase alineación y nivelación con los primeros arcos de níquel-titanio, cuando ya se tenga una alineación completa de los arcos dentarios se pueden usar los arcos de acero inoxidable para retracción de caninos superiores o inferiores y cierre de espacios post-extracción o diastemas.⁽³⁾

- **A. rectangulares compactos**

Vienen en aleaciones de acero inoxidable, beta/titanio y níquel-titanio, en calibres de:

- 0,016 x 0,022
- 0,017 x 0,025
- 0,019 x 0,025
- 0,021 x 0,026
- 0,022 x 0,028.

Están formados por una fibra maciza de corte transversal rectangular, se caracteriza por su alta rigidez. Su aplicación se dará durante la etapa de distalización de caninos, cierre de espacios o retracciones en masa.⁽¹⁾

3. Alambres para ligaduras

Los alambres son de acero inoxidable sin templado y vienen en los calibres:

- 0,009
- 0,010
- 0,011
- 0,012

La presentación viene en rollos y con un alicate se les da forma o ya venden preformadas para un uso más práctico, algunos son cubiertos por teflón para

un efecto estético sin perder propiedades. Los últimos calibres son útiles para la confección de los ganchos “kobayashis” para sostener las ligas intermaxilares en caso sea necesario.⁽¹⁾

1.1.4.2 Alambre níquel-titanio

Los elementos de importancia en esta investigación son titanio y níquel, los cuales son buenos conductores de calor y electricidad, tienen altos puntos de fusión y ebullición.⁽¹⁰⁾ Así mismo sus propiedades mecánicas de mayor relevancia son su alto grado de resistencia a la contracción, presión y tracción. Tiene como características más relevantes su efecto térmico de memoria y elasticidad. Estos arcos son empleados en las fases iniciales del tratamiento para una correcta alineación y nivelación de las piezas dentarias. El material níquel-titanio son aleaciones no magnéticas y alta resistencia a la corrosión. Son utilizados en el ámbito médico como odontológico por biocompatibilidad y numerosas propiedades mecánicas.⁽⁵⁾

Historia

En 1960 se desarrolló una de las aleaciones más utilizadas en el ámbito ortodóntico. En el laboratorio de Artillería Naval de Silver Springs, Maryland, EEUU, el ingeniero William Buehler investigó acerca de las aleaciones no magnéticas y sobretodo que sean resistentes a la corrosión. La propiedad más destacada en este tiempo fue su memoria de forma el cual permitía al material deformarse ante distintas cargas y temperatura sin sufrir cambios. Pero en el

año 1971 el odontólogo Andreasen introdujo el uso de esta aleación a la odontología, dándole un uso como alambre para ortodoncia por la propiedad de recuperación elástica que tenía el material. Posteriormente en 1988 la aleación se da uso en el área de endodoncia por la Walia, Breantley y Gerstein, ellos demostraron la flexibilidad que podían obtener de las limas Ni-Ti.⁽⁶⁾⁽²⁾

Composición química

El titanio es un material alotrópico que tiene dos formas estructurales: hexagonal compacta hasta los 882 C y otra cúbica centrada en el cuerpo por encima de esa temperatura. Este elemento puede ser aleado con otros elementos sin perder su capacidad de pasivación.⁽²⁷⁾ Es un metal de transición no magnético, elemento químico con el símbolo de Ti y número atómico 22 de color gris. Es considerado uno de los metales más abundantes en la tierra, el noveno en la gama de los metales industriales, sin embargo no se encuentra en forma pura sino en forma de óxido.⁽²⁾⁽²⁴⁾

El níquel es parte de los metales de transición con el símbolo químico Ni en la tabla periódica.⁽¹²⁾ Este material es dúctil y maleable por lo que puede laminarse y pulir, tiene una forma sólida y un color plateado-blanco con ligeros tonos dorados. Tiene propiedades únicas como su resistencia a altas temperaturas, propiedades magnéticas y sobre todo resistencia a la corrosión. Es un metal capaz de alearse con otros sin complicaciones y por su propiedad anticorrosiva es muy utilizado por las industrias.⁽²⁸⁾

Los arcos ortodónticos tendrán características específicas según el material y calibre teniendo siempre la misma función de la alineación y nivelación de los dientes. Estos estarán ubicados en el slot de los brackets, generando un estímulo en los tejidos periodontales y sobre el hueso alveolar, por consecuente se repositionarán las piezas dentarias. Los alambres de ortodoncia tienen la capacidad de almacenar energía y liberarla cuando sean activadas.⁽¹⁾ Las fuerzas que va a transmitir el alambre hacia los dientes serán de manera continua y ligera para evitar daños, por lo que los alambres de níquel-titanio son los adecuados. Es por ello que la elección de los arcos es vital al inicio y durante el tratamiento.

Propiedades específicas

Las propiedades básicas de estos elementos son la resistencia, rigidez y rango de trabajo. El comportamiento interno del material dará una respuesta reflejada en la curva tensión-deformación. En esta se evidencia los diferentes fenómenos que se dan ante la aplicación de fuerzas.⁽³⁾ La resistencia es la capacidad que tiene el alambre para soportar una deformación elástica sin exceder el límite de deformación permanente, este depende de la rigidez y rango de trabajo. La rigidez es una medida de la fuerza que se requiere para deformar un material a una distancia específica. El rango de trabajo se refiere a que tanto se puede deformar un alambre sin pasar el límite, no tiene que producir una deformación permanente.⁽¹⁾⁽²⁵⁾⁽¹⁸⁾

1.1.4.2.1 Tipos de NiTi

Ni-Ti convencional

Estos arcos no tienen efecto memoria, sin embargo, tienen un bajo módulo de elasticidad y alto rango de trabajo. Son aquellos arcos que han sido expuestos a temperaturas altas o bajas durante su fabricación.

Ni-Ti súper-elásticos o pseudoelásticos

Este tipo de arcos puede tener en su contenido cobre para evitar pérdida de energía y cromo para reducir la temperatura de transformación a 27 grados centígrados. Se refiere a los arcos japoneses⁽²⁹⁾

Ni-Ti termoelásticos

Este tipo de arcos han pasado por tratamientos térmicos en diferentes grados, tienen un rango de temperatura transicional. Se convierten más rígidos en temperaturas más altas como en cavidad oral, la fase austenítica aumenta.⁽³⁰⁾⁽³¹⁾

1.2 INVESTIGACIONES

CHARRIS V. y Cols. (2003) Colombia, titulado “Patrón de cambio de las propiedades mecánicas de rigidez y superelasticidad de alambres de Nitinol superelásticos expuestos a reciclado”, realizó un estudio experimental en el que se buscó reconocer las alteraciones de las propiedades mecánicas, rigidez y superelasticidad de los alambres de níquel-titanio reutilizados y así regular esta práctica en la clínica. La investigación se realizó mediante pruebas de flexión y tracción, luego cuatro ciclos de reciclaje; para lo cual utilizaron 56 alambres de Nitinol 3M Unitek 0.016’’ superelásticos que fueron distribuidos aleatoriamente en grupos de esterilización (gluteraldehído y calor seco). Las pruebas de esterilización de calor seco se realizaron en una esterilizadora de calor seco Dentromix DDS5000. Los resultados experimentales fueron analizados por la prueba de T de Bonferroni y ANOVA de dos vías. Se observó un aumento del valor de la rigidez durante la esterilización con frío. La superelasticidad aumento en ambos grupos, sin embargo no hay diferencia significativa sobre los alambres.⁽³²⁾

CASTILLO E. y Cols. (2010) México, titulado “Análisis esfuerzo-deformación en arcos NiTi superelásticos (ensayo de pruebas de tracción)”, realizó un estudio experimental en el que se buscó determinar las características del diagrama esfuerzo/deformación en los arcos Ni Ti superelásticos y NiTi Cu, para lo cual se utilizaron 20 arcos ortodónticos de calibre 0.014’’ de dos marcas comerciales (GAC Y ORMCO respectivamente); las pruebas de

tracción se llevaron a cabo en una máquina Autograph Shimadzy SLFL-100KN; de los resultados experimentales se encontró el porcentaje de recuperación de forma de los arcos de la marca GAC fue de un 90.3% y el de los arcos ORMCO fue de un 89.2%, por lo tanto no existe diferencia significativa entre las dos marcas de arcos ortodónticos. Se aplicó un análisis estadístico T Student para determinar los resultados.⁽²⁵⁾

RAMOS V. y Cols. (2010) Lima-Perú, titulado “Propiedades mecánicas de tres marcas de arcos ortodónticos de níquel-titanio termoactivados. Estudio in-vitro”, realizó un estudio experimental en el que se buscó comparar las propiedades mecánicas de tres marcas de alambres ortodónticos de níquel-titanio termoactivado, para ellos se utilizaron 10 arcos ortodónticos de níquel-titanio termoactivados de 0.4 mm de diámetro de las marcas NiTi GACR (grupo de control), Nitinol termoactivado 3M UnitekR, Sentalloy GACR, Nitinol Termoactivado TECNIDENTR, fueron sometidos a un ensayo de tracción a una velocidad de 1mm/min a 37° C. Las pruebas de tracción fueron realizadas en una máquina de fuerzas mecánicas (Zwick/Roell modelo Z050 8402 de 50 kN de capacidad); de los resultados experimentales determinó el mayor valor lo obtuvo el arco Nitinol 3M Uniterk para la tensión en la zona de activación constante, en caso del arco Tecnident mostró mayor valor en la elongación en la zona de activación constante. Así mismo el arco Nitinol Sentalloy GAC tuvo el mayor valor en la resistencia máxima y límite de ruptura.⁽²⁶⁾

HAROYAN E. y Cols. (2012) México, titulado “Análisis in vitro de la resistencia a la fractura de estructuras de fibra de carbono termocicladas”, realizó un

estudio experimental en el que se buscó comparar la resistencia a la fractura de estructuras de cobalto-cromo con las de fibra de carbono unidas a resina tras ser termocicladas, con la finalidad de observar el comportamiento de ellos ante ensayos de flexión y analizar tal resistencia. Las pruebas utilizaron 5 probetas de fibra de carbono y 5 de cromo-cobalto y se unieron a resina acrílica. Las pruebas de flexión fueron realizadas por una máquina de ensayos universales Zwick/Roell modelo BTI-FR 2.5 TS.D14; de los resultados experimentales se determinó que el grupo de fibra de carbono obtuvo valores más bajos en la resistencia a la fractura que el grupo de cromo-cobalto. Se aplicó el test U de Mann Whitney para determinar la estadística inferencial, el cual manifestó diferencia estadísticamente significativa.⁽³³⁾

GATTO E. y Cols. (2013) Italia, titulado “Características de la carga-deflexión de los arcos níquel-titanio superelásticos y termoactivados”, se realizó un estudio experimental en el que se buscó investigar las propiedades mecánicas del arco níquel-titanio superelásticos y termoactivados con la finalidad de tener una mejor elección de arcos. Para ello se utilizaron 7 muestras de níquel-titanio de dos calibres (0.014 y 0.016), los cuales fueron sometidos a ensayos de flexión de 3 puntos y a una deformación de 2mm y 4mm. Para determinar la composición de los arcos se usó un microscopio electrónico (SEM, modelo 5600 LV) y para las pruebas de flexión se usó una máquina universal de ensayos (modelo Tenso Test TT2,5-GU, Lonos, Italia); los resultados experimentales indicaron que los menores niveles de fuerzas liberadas se encontraron en los térmicos y llegaron a la conclusión que durante la fase de

alineamiento y nivelación es indicado los arcos superelásticos. Por otro lados no se encontró diferencia significativa en cuanto a las marcas comerciales.⁽³⁴⁾

SERRANO G. y Cols. (2014) México, titulado “Estudio comparativo de resistencia a la fatiga de arcos de níquel-titanio de tres marcas”, realizó un estudio experimental en el que se buscó determinar el número de ciclos que soportó un alambre de níquel-titanio a la fatiga en un ensayo de flexión, para lo cual se utilizaron 60 arcos redondos de 0.016 ′′ de tres marcas distintas (ORMCO, GAC y 3M) a 37° C. Las pruebas de fatiga fueron realizadas en una maquina universal de fuerzas mecánicas (Instron, modelo 5567, Canton, Mass); de los resultados experimentales determinó el arco ORMCO tiene una resistencia mayor a la del arco GAC (42%) y los arcos de 3M (54%). Así mismo los arcos GAC tienen una resistencia mayor que los arcos 3M (21%). Se aplicó un análisis de varianza (ANOVA) de una vía con prueba de Tukey ($p < 0.001$).⁽³⁵⁾

GONZALES G. y Cols. (2015) Venezuela, titulado “Comparación de alambres níquel-titanio de diferentes casas comerciales usados para tratamiento de ortodoncia”, se realizó un estudio experimental en el que se buscó comparar las características morfológicas y químicas de alambres de níquel-titanio de distintas casas comerciales (DentSply GAC, Astar Orthodontics, Thermaloy RMO, Morelli Ortodontia, Ortho Organizers), para lo cual se utilizaron 25 arcos redondos de 0.012 ′′. Se le realizaron tres cortes a cada arco, uno frontal y dos laterales, se utilizó un microscopio electrónico Hitachi-S2300 en modo de electrones secundarios y Hitachi-S2400 en modo EDX ; de los resultados

experimentales se determinó que el arco Morelli presentaron mejor calidad topográfica, mientras que el arco RMO presentó mayor cantidad de irregularidades morfológicas.⁽³⁶⁾

CASTELLANOS D. y Cols. (2015) Colombia, titulado “Comparación de cambios microestructurales y composicionales de alambres de acero australiano, NiTi clásico y NiTi termoactivado, sometidos a una solución de fluoruro de sodio al 0.02%, realizó un estudio experimental en el que se buscó comparar cambios microestructurales y composicionales en los alambres ya mencionados de calibre 0.016’’ sumergidos durante 21 días en fluoruro al 0.02%. Se logró mediante la microscopía electrónica de barrido y espectrometría de rayos X, para lo cual se utilizaron 42 muestras subdivididos en 3 grupos por tipo de alambre. El análisis de la microscopía electrónica por barrido y la espectrometría de rayos X se llevó a cabo por un microscopio electrónico de barrido modelo JSM 6490-LV, el cual permitió la evaluación superficial y química de los alambres. Los resultados experimentales se determinaron que la modificación del pH con fluoruro de sodio al 0.02% generó en los alambres un proceso corrosivo por picadura, por lo que enjuagues fluorados pueden generar degradación superficial.⁽³⁷⁾

OHARA, A. (2016) México, titulado “Importancia clínica del punto austenítico de níquel-titanio para su aplicación en arcos utilizados en Ortodoncia”, realizó un estudio experimental en el que se buscó encontrar la temperatura austenítica final de estos arcos con la finalidad de determinar la fase de transformación para su mejor uso clínico en Ortodoncia mediante la prueba

de calorimetría de barrido diferencial, para lo cual se utilizaron 11 alambres de níquel-titanio. Las pruebas de calorimetría fueron realizadas por un aparato de la casa comercial Seiko SII-DSC6220 Seiko Instruments Japan; de los resultados experimentales se determinó que de los once arcos, siete de ellas tienen un rango cercano a la temperatura de la cavidad oral. Sin embargo los otros arcos no poseen propiedad de memoria de forma para ser utilizados en boca.⁽³⁸⁾

OJEDA, L. (2016) Colombia, titulado “Comparación de las propiedades mecánicas y estructurales en tres tipos de alambre: aleación níquel-titanio convencional, aleación Titanio-Molibdeno y aleación Titanio-Niobio”, realizó un estudio experimental en el que se tuvo como objetivo comparar las propiedades mecánicas y estructurales de la aleación níquel-titanio convencional de calibre 0.016 x 0.022 con las de las aleaciones titanio-molibdeno y titanio-niobio de calibre 0.018 x 0.022. Con la finalidad de determinar si pueden ser útiles para fabricación de instrumentos de preparación en endodoncia. Por lo cual se utilizaron 10 alambres por cada tipo de aleación de los calibres ya mencionados. Las pruebas mecánicas y estructurales se realizaron con microscopios electrónicos de barrido (FEI modelo Quanta 200_Metalizador), máquina de ensayos universal para cargas tensionales (Shimadzu modelo AG-IS), máquina de torsión con medición directa sobre el transductor de torque y un difractor Panalytical X'Pert Pro MDP. Los resultados experimentales determinaron que la aleación con mayores defectos fue el titanio-molibdeno, según los ensayos de esfuerzo-deformación, el níquel-titanio tiene mayor elasticidad, las tres aleaciones

tienen resistencia a la torsión, según la prueba de U de Mann Whitney hay diferencia estadísticamente significativa, encontrando mayor significancia un mayor número de ciclos para el titanio-niobio. Concluyendo que esta aleación podría ser la más indicada para la fabricación de instrumentos de preparación en endodoncia.

POZO, K. (2017) Perú, titulado “Niveles de fuerza y carga deflexión de cuatro tipos de arcos ortodónticos en la clínica estomatológica de la universidad de Huánuco 2017”, realizó un estudio experimental en el que se buscó determinar el nivel de fuerza y carga-deflexión de los arcos NiTi de 4 marcas comerciales, con la finalidad de obtener conocimiento acerca de las propiedades mecánicas para una mejor elección de ellas. Las pruebas mecánicas se realizaron en la Clínica de la UDH y se usó el dinamómetro para tener mediciones más precisas, para lo cual se utilizaron 16 alambres de diferentes calibres 0.014,0.018, 0.016 x 0.022, 0.017 x 0.025, realizando mediciones con fuerzas de 50, 200, 200 y 400 gramos. Los resultados experimentales se determinaron que entre los arcos ortodónticos orthoclassic y Morelli no hay diferencia significativa en los calibres 17 x 25. Sin embargo, los arcos que tuvieron mayor deflexión fueron los de la marca Ormco en relación a las demás marcas.

1.3 MARCO CONCEPTUAL

- **Alambre**

Denominado alambre a todo tipo de hilo delgado generado por estiramiento de cualquier tipo de metal. Estará compuesto por aleaciones o combinaciones de dos o más elementos metálicos con distintas propiedades físicas y químicas.⁽¹⁹⁾⁽⁸⁾

- **Alineación**

Consiste en producir movimientos en tres planos del espacio y de tal manera organizar los dientes en sentido bucolingual y mesiodistal por medio de arcos ortodónticos metálicos y flexibles durante la primera fase de tratamiento ortodóntico.⁽¹⁾

- **Deflexión**

Es la distancia a la que un punto determinado de un material se mueve cuando se flexiona con una carga determinada.⁽¹⁷⁾

- **Deformación elástica**

Es el cambio y distorsión interna que se da en la zona elástica del cuerpo de manera transitoria, por la aplicación de una o más fuerzas, tendrá la característica de retornar a su forma original.⁽¹⁷⁾

- **Deformación plástica**

Es el cambio interno que se da en la zona plástica del cuerpo por aplicaciones de cargas excesivas, será un cambio permanente y significará la alteración de la estructura, forma, tamaño y propiedades del mismo.⁽¹³⁾

- **Distancia interbracket**

Es la distancia que hay entre las aletas mesial y distal de los brackets de los dientes adyacentes, unidos por un alambre. Estos dispositivos de ortodoncia permitirán fijar los arcos de alambres a los dientes y van a determinar la distancia según su tamaño, forma y marca.⁽¹⁾

- **Fuerza**

Acción mecánica de un cuerpo sobre otro que tiende a deformarlo o desplazarlo, también se refiere a una carga determinada. ⁽¹³⁾

- **In-vitro**

Se refiere a una técnica para realizar un determinado experimento en un tubo de ensayo o en un ambiente fuera del organismo vivo, se realizan en laboratorio.⁽⁴⁰⁾

- **Limite elástico**

Es el punto máximo en el que el alambre liberará energía, en este punto el material no regresa a su forma original. Este punto no tiene exactitud, sin embargo se entiende al estar en una fase plástica ya se ha sobrepasado este límite.⁽¹³⁾

- **Memoria de forma**

Es la capacidad que tiene un material para recordar sus propiedades mecánicas y retornar a su forma original tras someterse a una deformación.⁽¹⁾

- **Zona fluencia**

Es una fase de la curva carga-deflexión en el que la deformación de la probeta, aquel espécimen diseñado para estudios experimentales, estará en transición de obtener una deformación plástica o elástica.⁽⁹⁾

CAPÍTULO II: EL PROBLEMA, OBJETIVOS, HIPÓTESIS Y VARIABLES

2.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

2.1.1 DESCRIPCIÓN DE LA REALIDAD PROBLEMÁTICA

La ortodoncia es el área de la odontología que tiene como prioridad guiar y corregir problemas en el desarrollo y crecimiento de los tejidos dentofaciales obteniendo resultados favorables para el paciente. Los tratamientos inmediatos requieren de fuerzas mecánicas para redirigir el complejo dento-craneofacial. Los implementos ortodónticos serán de vital importancia y de la calidad de ellos dependerá el éxito del tratamiento aplicado. Los materiales como los arcos metálicos tienen la funcionalidad de alinear, nivelar y mantener la forma de los dientes en el arco dentario de manera adecuada y estas funciones varían según sea el tipo de arco utilizado, logrando así una oclusión funcional y estable en el paciente. La activación de los arcos ortodónticos debe ser controlada ya que no pueden pasar su límite elástico. Según el gráfico de la curva de carga-deflexión existen zonas de deformación elástica y plástica. Siendo la deformación elástica la primera parte de la curva, pero este regresa a su forma original al retirarse la carga sin generar cambios en la estructura

del material. Por lo contrario, en la deformación plástica se observará una distorsión permanente en el material. Teniendo en cuenta esta información se podría evitar la deformación constante de los arcos durante el tratamiento, escogiendo los arcos con mejores propiedades mecánicas entre las tres casas comerciales.

Actualmente unos de los problemas más significativos en la cavidad oral son las maloclusiones, esta alteración afecta a nivel mundial en alto índices de prevalencia. De acuerdo con la información publicada por la Organización Mundial de la Salud (OMS), las maloclusiones ocupan el tercer lugar en la prevalencia de patologías de salud bucodental. Según la OMS, una enfermedad no sólo es un estado no saludable sino la ausencia de un bienestar físico, psicológico y sociológico. Lo cual se puede considerar las maloclusiones como una enfermedad y deformidad, así mismo un factor de riesgo para la aparición de caries dentales, problemas articulares y enfermedades gingivales y periodontales y la alteración de la estética. En muchos países del mundo se emplean sistemas de brackets y arcos para darle solución rápida y efectiva a estas maloclusiones. Durante el transcurso de los años nacen nuevos fabricantes con ideas más innovadoras y eficientes, ayudando y al mismo tiempo poniendo en duda la elección de los productos base durante un tratamiento de ortodoncia como los arcos metálicos.

En América Latina se evidencia una alta prevalencia de maloclusiones que superan el 85% de la población, se utilizan actualmente índices que permiten medir la necesidad de tratamiento ortodóntico como el índice DAI creado para

fines epidemiológicos y adoptado por la OMS. Múltiples fabricantes latinos ofrecen materiales de una alta calidad que devuelven la función, estética y oclusión ideal al paciente. El conjunto de arcos ortodónticos, brackets, ligaduras metálicas o elásticos permitirán dar soluciones personalizadas de acuerdo a la necesidad del paciente, así mismo ofrece al especialista una amplia diversidad de productos para el mayor control y precisión en la ejecución de los casos.

Según estudios realizados en el Perú el índice cuantitativo de maloclusiones de la Asociación Iberoamericana de Ortodoncia (AIO) indicó que la necesidad de tratamiento ortodóntico es de 34,19% en la población evaluada. Teniendo en cuenta estos datos estadísticos el mercado nacional ha puesto a disposición productos que son utilizados a nivel mundial, dando así opciones más variadas a los profesionales, de tal manera conseguir tratamientos de niveles muy altos y exitosos.

Actualmente existen empresas que buscan dar el mejor producto sin embargo no revelan el contenido exacto de ellas ni sus propiedades mecánicas. Esa información es de importancia para los profesionales ya que la correcta elección de un arco mejoraría la calidad de tratamiento que se brinda en la práctica diaria. Es por ello que de no realizarse el estudio no se podría tener conocimiento de que marca comercial disponible en el mercado tiene las mejores propiedades mecánicas. Además, es posible que el paciente se vea perjudicado con la extensión del tratamiento ortodóntico con daños periodontales y radiculares.

Los metales empleados son muchos y entre ellos el uso del titanio y sus aleaciones se han incrementado en los últimos años en el área médica y odontológica. El arco ya instalado en boca del paciente sufre alteraciones por fuerzas que le son aplicadas y este permanecerá en boca aproximadamente por dos semanas lo cual indica que sus características iniciales serán modificadas en gran porcentaje. Sin embargo, no es exacta la cantidad de fuerza aplicada en los arcos para generar deformaciones. El presente estudio indicará la carga en unidad de gramos fuerza para deformaciones en milímetros de tal manera observar en qué momento del estudio se dan las deformaciones elásticas y plásticas sin llegar al punto de ruptura. Así mismo rectificará los resultados de otras investigaciones que utilizaron marcas similares.

2.1.2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

2.1.2.1 PROBLEMA PRINCIPAL

¿Cuál es la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio en la relación carga-deflexión en el estudio in-vitro en el High Technology Laboratory?

2.1.2.2 PROBLEMAS ESPECÍFICOS

1. ¿Cuál es la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio en la carga-deflexión a 2 mm en el estudio in-vitro?

2. ¿Cuál es la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio en la carga-deflexión a 3 mm en el estudio in-vitro?
3. ¿Cuál es la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio en la carga-deflexión a 4 mm en el estudio in-vitro?

2.2 FINALIDAD Y OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

2.2.1 FINALIDAD

La presente investigación tiene por finalidad determinar el efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio en la relación carga-deflexión de forma que permita a los especialistas tener una opción para la elección de arcos más acertada y de esa manera minimizar tiempos daños periodontales y radiculares en el paciente. Así mismo garantizar el éxito de un tratamiento ortodóntico. El conocimiento acerca de las propiedades de los arcos permitirá brindar un tratamiento de mejor calidad y eficiencia con sustentos científicos.

2.2.2 OBJETIVO GENERAL Y ESPECÍFICOS

2.2.2.1 OBJETIVO GENERAL

Comparar el efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio en la relación carga-deflexión en el estudio in-vitro en el High Technology Laboratory.

2.2.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Establecer la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio en la carga-deflexión a 2mm en el estudio in-vitro.
2. Identificar la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio en la carga-deflexión a 3mm en el estudio in-vitro.
3. Determinar la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio en la carga-deflexión a 4mm en el estudio in-vitro.

2.2.3 DELIMITACIÓN DEL ESTUDIO

2.2.3.1 Delimitación Temporal

La presente investigación se llevó a cabo en el semestre académico 2018-II, periodo comprendido entre los meses de agosto-noviembre del año en mención, constituyéndose así los límites temporales del estudio.

2.2.3.2 Delimitación Espacial

El presente estudio se llevó a cabo por medio de un sistema computarizado en el Laboratorio Especializado en Ensayos

Mecánicas de Materiales “HTL” ubicada en el distrito de San Juan de Lurigancho.

2.2.3.3 Delimitación Conceptual

El estudio se llevó a cabo bajo modelos experimentales in-vitro, mediante el análisis de la relación carga-deflexión de los arcos ortodónticos, los cuales fueron sometidos a los procesos planificados por el investigador, lo cual permitió comprender mejor el comportamiento de los arcos durante el tiempo programado.

2.2.4 JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA DEL ESTUDIO

La elección los arcos ortodónticos se ha convertido en la decisión de mayor importancia al inicio y durante el tratamiento. El profesional debe tener en cuenta las propiedades mecánicas del producto que está usando en el paciente para lograr los objetivos. La alineación y nivelación de las piezas dentarias se regirán a la curvatura de los arcos ortodónticos por los que los movimientos no pueden ser drásticos ni con fuerzas elevadas. Es por ello que las empresas especializadas en productos ortodónticos ofrecen sus mejores arcos con distintos contenidos y similares propiedades mecánicas, sin embargo, no indican la cantidad exacta por lo que el profesional se ve limitado al no tener la información exacta del producto que usará. Este estudio permitirá a los profesionales tener mayor conocimiento acerca de los arcos que usan en su práctica diaria y así ofrecer mejor calidad de tratamiento a sus pacientes.

2.3 HIPÓTESIS Y VARIABLES

2.3.1 HIPÓTESIS PRINCIPAL Y ESPECÍFICAS

2.3.1.1 HIPÓTESIS PRINCIPAL

Existe diferencia significativa en el efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio en la relación carga-deflexión en el estudio in-vitro en el High Technology Laboratory.

2.3.1.2 HIPÓTESIS ESPECÍFICAS

1. Las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio presenta diferencia significativa con respecto a la carga-deflexión a 2 mm en el estudio in-vitro.
2. Las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio presenta diferencia significativa con respecto a la carga-deflexión a 3 mm en el estudio in-vitro.
3. Las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio presenta diferencia significativa con respecto a la carga-deflexión a 4 mm en el estudio in-vitro.

2.3.2 VARIABLES E INDICADORES

En la presente investigación participan las siguientes variables con sus respectivos indicadores:

- **Variable Independiente:**
 - Marcas de arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio
 - **Indicadores:**
 - Arco Ni Ti MORELLI
 - Arco Ni Ti ORMCO
 - Arco Ni Ti GAC
- **Variable Dependiente:**
 - Relación carga-deflexión
 - **Indicadores:**
 - Fuerza aplicada
 - Deformación elástica en la zona de activación
 - Deformación plástica en la zona de activación

La evaluación de las variables se llevó a cabo mediante la definición operacional de las variables, en la cual se establece la descomposición de las variables en sus dimensiones, indicadores y escalas de medición (**Ver Anexo 01**).

CAPÍTULO III: MÉTODO, TÉCNICA E INSTRUMENTO

3.1 POBLACIÓN Y MUESTRA

3.1.1 POBLACIÓN

La población del estudio fue constituida por todos los arcos ortodónticos de níquel-titanio de 0.014'', que pudieron ser adquiridos para el estudio cuya cantidad será indefinida según las necesidades del investigador.

3.1.2 MUESTRA

La investigación planificada fue llevada a cabo en una muestra representativa de la población del estudio, en el que las unidades de muestreo fueron conformadas por 30 probetas obtenidas mediante cortes realizados con un alicate de corte distal a los 30 arcos ortodónticos de las tres diferentes marcas comerciales, en noviembre del 2018 cumpliendo con los criterios de elegibilidad planteadas por el investigador. El muestreo que se utilizó en el estudio fue de tipo no probabilístico, por conveniencia, ya que los arcos ortodónticos se adquirieron por decisión del investigador.

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Los arcos ortodónticos, para ser considerados dentro del estudio como unidades de muestreo, cumplieron con los siguientes criterios:

- Arcos ortodónticos en empaques sellados con registro de sanidad respectivo.
- Arcos ortodónticos del mismo lote de fabricación
- Arcos ortodónticos del mismo calibre y aleación
- Arcos ortodónticos Ni Ti de las marcas MORELLI, ORMCO y GAC.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Los arcos ortodónticos que presenten alguno de los criterios listados abajo, no podrán ser considerados como unidades muestrales del estudio:

- Arcos de otra diversidad de marca
- Arcos de diferente calibre al descrito
- Arcos que no sean de níquel-titanio
- Arcos mal manipulados durante su elaboración y distribución
- Arcos con diferentes características a los criterios de inclusión

3.2 DISEÑO UTILIZADO EN EL ESTUDIO

3.2.1 DISEÑO

Experimental, in-vitro

3.2.2 TIPO DE INVESTIGACIÓN

Longitudinal y prospectivo

3.2.3 ENFOQUE

Cuantitativo

3.3 TÉCNICA E INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS

3.3.1 TÉCNICA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

La presente investigación se presentó a la oficina de Grados y Títulos de la Facultad de Estomatología de la Universidad Inca Garcilaso de la Vega, la cual emitió la autorización para llevar a cabo el desarrollo del proyecto.

Así mismo, se presentó una carta de autorización al Laboratorio Especializado en Ensayos Mecánicos de Materiales “HTL”, para la aprobación y realización del estudio in-vitro en sus instalaciones. Posteriormente, se determinó el día para la realización del estudio en el laboratorio, el cual entregó un informe con el reporte de resultados en noviembre del presente año.

La recolección de los datos en el presente estudio se llevó a cabo por medio de la técnica de observación estructurada, no participante, individual, de laboratorio; por la cual el investigador realizó la evaluación experimental de las unidades de análisis que conforman la muestra de estudio; dichos datos serán registrados en el instrumento de investigación.

3.3.2 INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS

El instrumento de recolección de datos empleado en la presente investigación fue una ficha de observación ad-hoc (ver anexo 03), elaborado para los fines específicos de la investigación, la cual estará conformada por los ítems abiertos y cerrados acorde a los indicadores de la variable operacionalizadas. La mencionada ficha fue aplicada únicamente por el investigador, todas las mediciones serán llevadas a cabo bajo las mismas circunstancias (físicas y procedimentales).

El instrumento empleado, al ser una ficha Ad-Hoc requirió de una validación previa a su aplicación final. La validez de contenido se obtuvo mediante la evaluación por juicio de 3 expertos, quienes son especialistas y magister en ortodoncia y ortopedia maxilar. Los expertos fueron invitados a realizar la valoración del instrumento mediante una carta a fin de que clasificaran las características del instrumento por medio de una ficha de validación, a cada uno se les entregó la matriz de consistencia interna del estudio (Ver Anexo 07). Las puntuaciones por cada criterio fueron colocadas en la tabla de

validación de los jueces (Ver Anexo 06); lo que permitió obtener la validez de contenido global.

Recolección de la Muestra y Materiales

La recolección de los datos se llevó a cabo de manera secuencial, ello se realizó evaluando cada unidad muestral de forma individual. Para lograr los objetivos planificados se realizó los siguientes pasos de manera secuencial:

- Evaluación de los arcos ortodónticos

La evaluación se hizo en las respectivas casas comerciales de las marcas elegidas. Inicialmente se verificó el número de lote en el que ha sido fabricado y enviado al mercado. Posteriormente se observó que todos los arcos sean de la misma aleación níquel-titanio y que tengan todos los mismos calibres. Se realizó la evaluación con la ayuda de un especialista en el área.

- Evaluación de la relación carga-deflexión

Los ensayos mecánicos y evaluación de los arcos se llevaron a cabo en el laboratorio High Technology Certificate SAC, donde se empleó una máquina digital de ensayos universales modelo CMT-5L marca LG, conectada a una computadora. Por este medio se recolectaron los datos de cada muestra para registrar la proporción de carga-deflexión que sufre el alambre.

Se prepararon la cantidad de 10 probetas para cada prueba de cada una de las marcas comerciales de arcos ortodónticos. Los materiales fueron marcados con plumón indeleble, 20mm en la zona posterior. Luego se cortaron con un alicate de corte distal y fueron colocados sobre una placa de vidrio. Los arcos estuvieron apoyados sobre dos extremos libres con una distancia de 7 mm, simulando la distancia interbracket estándar. La fuerza fue aplicada perpendicularmente al arco. Las fuerzas fueron incrementándose según los milímetros de deformación establecido.

3.4 PROCESAMIENTO DE DATOS

Posterior a la recolección de datos se procedió a organizar las fichas de recolección y a enumerarlas para ser ingresadas a la base de datos de Microsoft Excel en su versión de acceso, bajo las modificaciones planteadas por el investigador.

El procesado de los datos se llevó a cabo en un laptop de marca TOSHIBA, modelo ASP4201KL de 500 MB, con memoria RAM de 3GB con sistema operativo CORE I5. La información recolectada fue analizada en el paquete estadístico SPSS (Statistical Package for the Social Science) en su versión de acceso en el cual se llevó a cabo la aplicación de estadística descriptiva para establecer la distribución de los datos recolectados a través de medidas de tendencia central dispersión, forma y posición. También se utilizó estadística inferencial para la docimasia de las hipótesis de la investigación.

Luego de determinar que se utilizaron variables independientes: 1 cualitativa y 1 cuantitativa con más de dos muestras, se aplicó el test de Shapiro-Wilk para observar la distribución de la normalidad. Posteriormente al encontrarse una distribución normal ($p > 0.05$) se optó por la prueba de ANOVA de un factor para el análisis estadístico. Se procedió a evaluar la homogeneidad mediante la prueba de Levene donde el nivel de significancia ($p > 0.05$) indica homogeneidad de las varianzas. Al comprobarse la homogeneidad de las varianzas se realizó la prueba post hoc de Bonferroni. Tanto los resultados de las pruebas estadísticas descriptivas como inferenciales fueron expresadas mediante tablas. Los resultados muestrales fueron inferidos a la población mediante estimación por intervalo a un 95 % de confianza.

CAPITULO IV: PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

4.1 PRESENTACIÓN DE RESULTADOS

Los resultados fueron analizados y contrastación usando el programa de estadística spss.

Tabla N°1

Distribución del número de marcas de arcos ortodónticos 0.014" níquel -
titanio

	N°	%
Marca Morelli	10	33.3%
MarcaOrmco	10	33.3%
Marca Gac	10	33.3%

En la Tabla N°1 se aprecia que el arco ortodóntico de marca Morelli representa el 33.3% (N°=10), de marca Ormco representa el 33.3% (N°=10) y de marca Gac representa el 33.3% (N°=10).

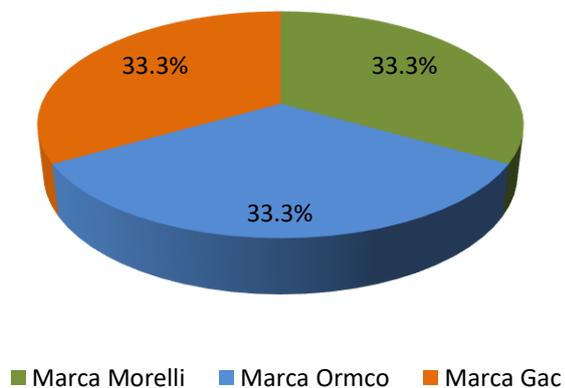


Gráfico N°1

Distribución del número de marcas de arcos ortodónticos 0.014" níquel – titanio

Tabla N°2

Estadígrafos de las fuerzas a la deformación de los distintos arcos

Fuerza a la deformación	Marca del arco		
	Morelli	GAC	ORMCO
A 2mm	171,92 ± 9,47 IC 95%: 165,14-178,69 Me=169,78 S ² =89,72 R=33,65 A=0,88 C=1,15	149,36 ± 2,67 IC 95%: 147,44-151,27 Me=148,37 S ² =7,17 R=8,16 A=0,43 C=-1	148,16 ± 14,03 IC 95%: 138,12-158,2 Me=146,84 S ² =196,92 R=34,67 A=0,02 C=-2,2
A 3mm	181 ± 14,23 IC 95%: 170,81-191,18 Me=178,45 S ² =202,71 R=46,9 A=0,53 C=-0,12	158,77 ± 4,45 IC 95%: 155,58-161,95 Me=157,55 S ² =19,85 R=13,25 A=0,51 C=-1,07	159,07 ± 13,76 IC 95%: 149,22-168,91 Me=164,68 S ² =189,45 R=35,69 A=-0,87 C=-1,12
A 4mm	172,53 ± 15,84 IC 95%: 161,2-183,87 Me=174,37 S ² =251,08 R=48,94 A=0,54 C=-0,22	146,53 ± 4,56 IC 95%: 143,26-149,79 Me=146,33 S ² =20,82 R=14,28 A=-0,16 C=-0,64	147,55 ± 16,88 IC 95%: 135,47-159,62 Me=146,84 S ² =284,96 R=42,83 A=0,14 C=-2,1
Total	161,57 ± 9,13 IC 95%: 155,03-168,1 Me=160,6 S ² =83,46 R=30,08 A=0,25 C=-0,56	144,07 ± 3,06 IC 95%: 141,88-146,27 Me=144,54 S ² =9,39 R=9,18 A=-0,41 C=-1,16	147,09 ± 13,22 IC 95%: 137,63-156,55 Me=147,6 S ² =174,86 R=33,14 A=-0,01 C=-2,12

IC: Intervalo de confianza. Me= Mediana. S²=Varianza. R= Rango. A= Asimetría. C=Curtosis.

En la Tabla N° 2 se aprecia que en la deformación a 2 mm en referencia a la marca Morelli el intervalo de confianza tiene valores máximos y mínimos (165,14-178.69), los valores de la media, desviación estándar respectivamente son 171,92 ± 9,47; referente a la marca GAC el intervalo de confianza tiene valores máximos y mínimos (147,44-151,27), los valores de la media, desviación estándar respectivamente son 149,36 ± 2,67; referente a la

marca ORMCO el intervalo de confianza tiene valores máximos y mínimos (138,12-158,2), los valores de la media, desviación estándar respectivamente son $148,16 \pm 14,03$. En la deformación a 3 mm en referencia a la marca Morelli el intervalo de confianza tiene valores máximos y mínimos (170,81-191,18), los valores de la media, desviación estándar respectivamente son $181 \pm 14,23$; referente a la marca GAC el intervalo de confianza tiene valores máximos y mínimos (155,58-161,95), los valores de la media, desviación estándar respectivamente son $158,58 \pm 4,45$; referente a la marca ORMCO el intervalo de confianza tiene valores máximos y mínimos (149,22-168,91), los valores de la media, desviación estándar respectivamente son $159,07 \pm 13,76$. En la deformación a 4 mm en referencia a la marca Morelli el intervalo de confianza tiene valores máximos y mínimos (161,2-183,87), los valores de la media, desviación estándar respectivamente son $172,53 \pm 15,84$; referente a la marca GAC el intervalo de confianza tiene valores máximos y mínimos (143,26-149,79), los valores de la media, desviación estándar respectivamente son $146,53 \pm 4,56$; referente a la marca ORMCO el intervalo de confianza tiene valores máximos y mínimos (135,47-159,62), los valores de la media, desviación estándar respectivamente son $147,55 \pm 16,88$.

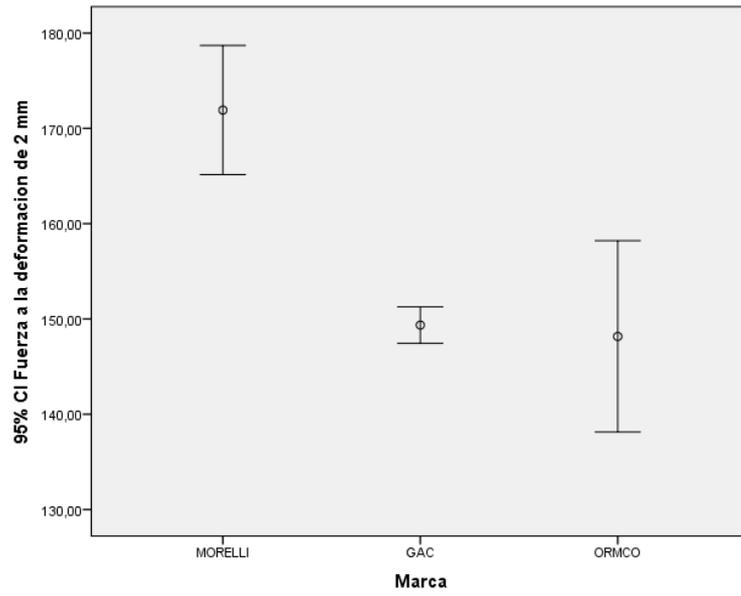


Gráfico 2. Límites de error de las deformaciones a 2mm según tipo del arco

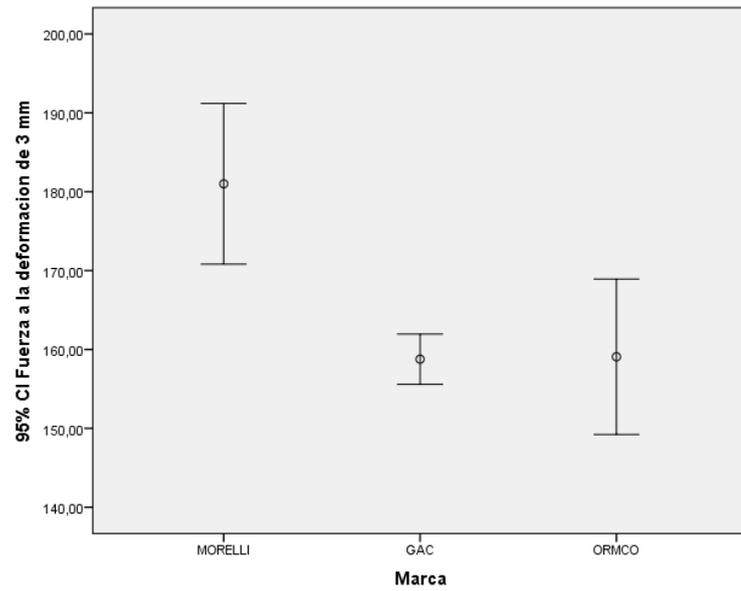


Gráfico 3. Límites de error de las deformaciones a 3mm según tipo del arco

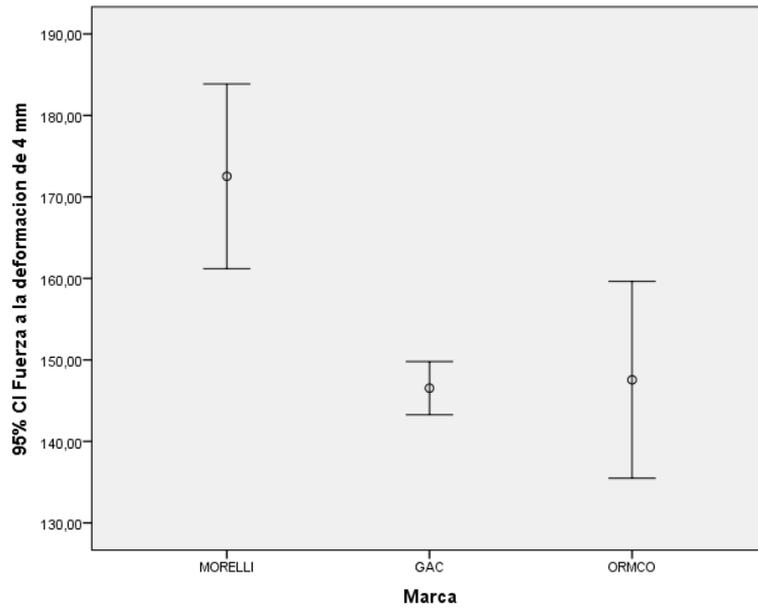


Gráfico 4. Límites de error de las deformaciones a 4mm según tipo del arco

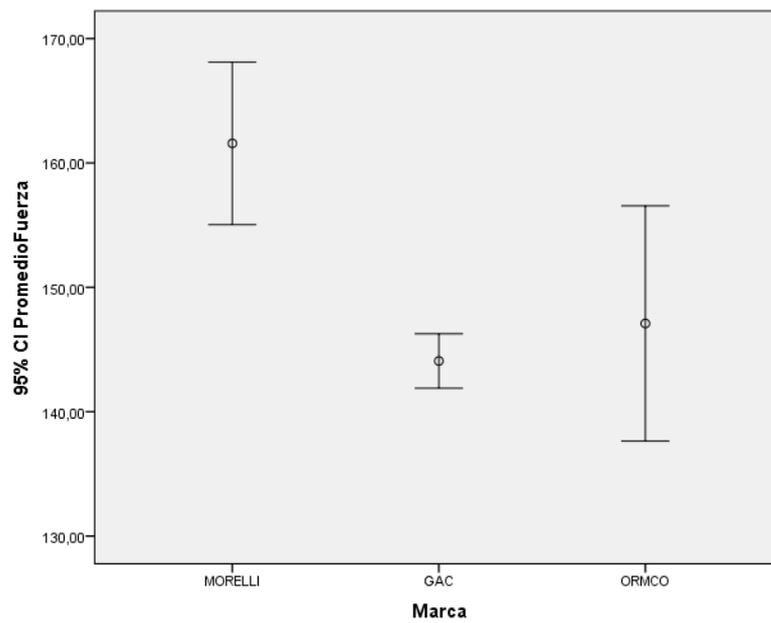


Gráfico 5. Límites de error de las deformaciones promedio según tipo del arco

4.2 CONTRASTACIÓN DE HIPÓTESIS

En este apartado se realizó la contrastación de las hipótesis planteadas para la ejecución de la presente investigación, considerando que la hipótesis principal corresponde a:

“Existe diferencia significativa en el efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014’’ de níquel-titanio en la relación carga-deflexión en el estudio in-vitro.”

Debido a la complejidad de las variables de medición, esta se subdividió en hipótesis específicas.

4.2.1 Contrastación de Hipótesis Específicas

Para poder entender de manera precisa el evento de estudio, se debe analizar de manera separada sus hipótesis específicas, las cuales fueron:

1. *“Las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014’’ de níquel-titanio presentan diferencia significativa con respecto a la carga-deflexión a 2 mm en el estudio in-vitro.”*
2. *“Las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014’’ de níquel-titanio presentan diferencia significativa con respecto a la carga-deflexión a 3 mm en el estudio in-vitro.”*

3. *“Las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio presentan diferencia significativa con respecto a la carga-deflexión a 4 mm en el estudio in-vitro.”*

4.2.1.1 Contrastación de Hipótesis Específica 1

La hipótesis específica 1 corresponde a:

“Las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio presenta diferencia significativa con respecto a la carga-deflexión a 2 mm en el estudio in-vitro.”

A fin de poder realizar la docimasia de esta hipótesis, se deberá realizar el ritual de significancia estadística, para lo cual se seguirá una secuencia ordenada de pasos:

I.- Formulación de Hipótesis Estadística

H₀: *Las medias de la carga-deflexión a 2mm son iguales según las marcas comerciales de los arcos ortodónticos.*

H₁: *Las medias de la carga-deflexión a 2mm son diferentes según las marcas comerciales de los arcos ortodónticos.*

II.- Establecer el Nivel de Significancia

Para la presente investigación se decidió trabajar con un nivel de confianza del 95%, correspondiente a un nivel de significancia (α) de 5% = 0.05.

III.- Determinación del Estadígrafo a Emplear

Al tratarse de una variable independiente cualitativa y una variable dependiente cuantitativa se plantea seguir la vía de los análisis multivariados, así también se identificó que el diseño seguía una secuencia temporal longitudinal; por estos motivos se establece la necesidad de emplear el Análisis de Varianza (ANOVA) de 1 Factor. A fin de poder identificar el estadígrafo idóneo para el análisis, se deberá cumplir con los siguientes supuestos:

a) Determinación de la Distribución Normal de los Datos

Para esto se ejecutó de la prueba Shapiro-Wilk, al tratarse de un tamaño muestral inferior a 30 unidades muestrales, trabajándose bajo las siguientes hipótesis de prueba:

H₀: *La distribución de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 2 mm siguen una distribución normal.*

H₁: *La distribución de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 2 mm siguen una distribución no normal.*

Tabla 03. Análisis de la distribución de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 2mm.

	Marca	Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
Fuerza a la deformación a 2mm	MORELLI	,947	10	,633
	GAC	,930	10	,450
	ORMCO	,839	10	,043

En la tabla 03 se realizó la P. de Normalidad Shapiro-Wilk, en donde indica una distribución normal de cada marca en la carga-deflexión a 2mm ($p > 0.05$)

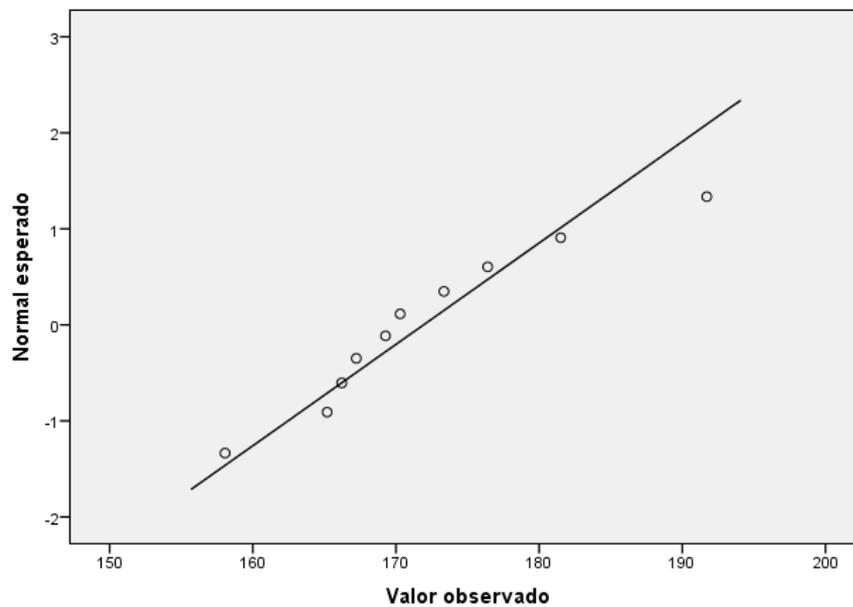


Gráfico 07. Gráfico Q-Q de distribución de la marca MORELLI ante la carga-deflexión a 2mm.

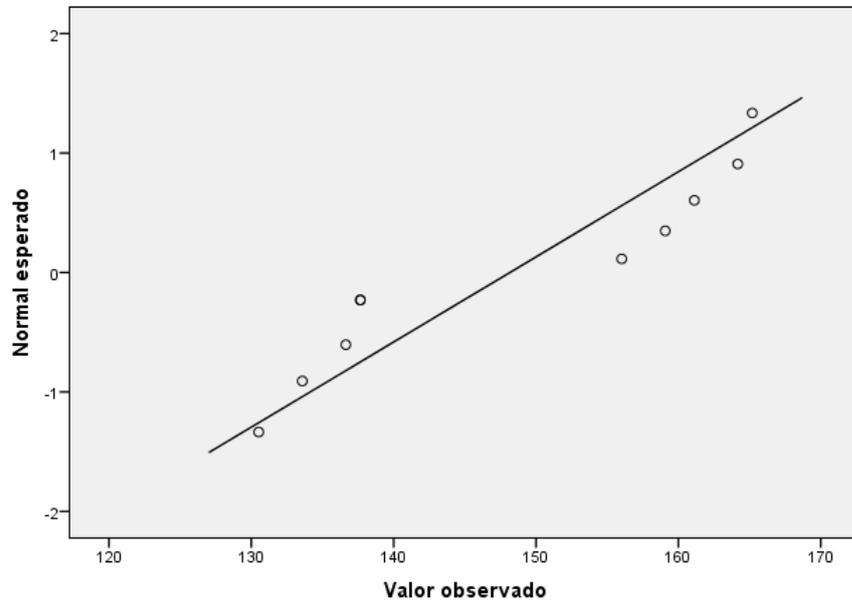


Gráfico 08. Gráfico Q-Q de distribución de la marca ORMCO ante la carga-deflexión a 2mm

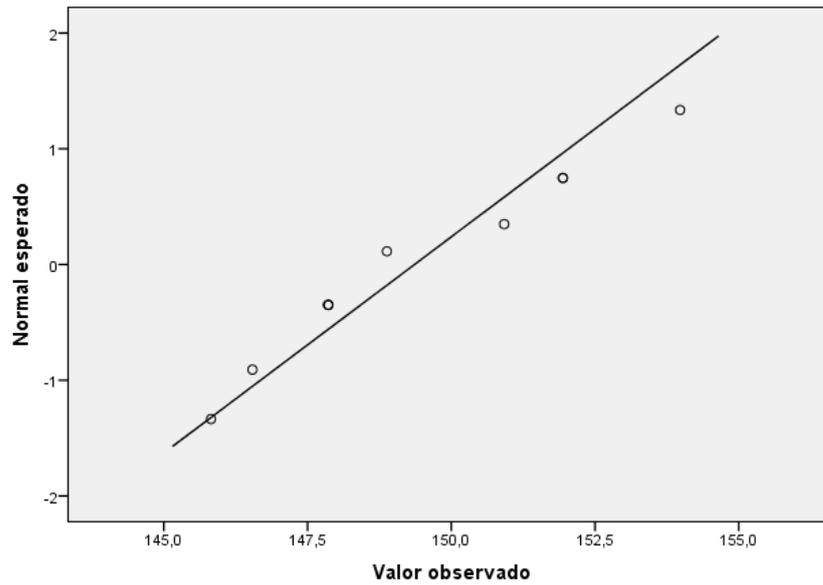


Gráfico 09. Gráfico Q-Q de distribución de la marca GAC ante la carga-deflexión a 2mm.

Al encontrarse un P-Valor mayor a 0.05, podemos aceptar la hipótesis nula, por lo que declararemos que se ha establecido la distribución normal de los datos, lo que sustenta la certeza del uso de una prueba paramétrica.

b) Determinación de la Homogeneidad de las Varianzas

Para esto se ejecutó de la prueba de Levene, comparando las varianzas de cada categoría de la variable independiente, trabajándose bajo las siguientes hipótesis de prueba:

H₀: *Las varianzas las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 2mm son homogéneas.*

H₁: *Las varianzas las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 2mm son heterogéneas.*

Tabla 04. Análisis de la homogeneidad de varianzas las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 2mm.

Estadístico de Levene		gl1	gl2	Sig.
Fuerza a la deformación de 2 mm	18,532	2	27	,060

En la tabla 04 se realizó la P. de Homogeneidad de Varianzas (P. Levene) donde se determinó que las varianzas de las 3 marcas comerciales de arcos ortodónticos son iguales ($p > 0.05$).

Al encontrarse un P-Valor mayor a 0.05, podemos aceptar la hipótesis nula, por lo que declararemos que se ha establecido la homogeneidad de las varianzas para cada marca comercial.

IV.- Estimación del P-Valor

Se lleva a cabo la ejecución de la prueba Análisis de Varianza (ANOVA) de un Factor con Varianzas Iguales a fin de poner a prueba la hipótesis específica 2.

Tabla 05. Distribución de medias de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 2mm.

ANOVA						
		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Fuerza a la deformación de 2 mm	Entre grupos	3583,365	2	1791,682	18,294	,000
	Dentro de grupos	2644,329	27	97,938		
	Total	6227,694	29			

En la tabla 05 se realizó la P. ANOVA de 1 factor para varianzas iguales, donde se observa un $p-v < 0.05$ lo cual indica que hubo diferencia estadísticamente significativa de la fuerza a la deformación de 2mm entre los grupos.

Tabla 06. Comparación post-hoc de las medias de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 2mm.

Bonferroni							
Intervalo de confianza al 95%							
	Marca	Marca	Diferencia de medias	Error estándar	Sig.	Límite inferior	Límite superior
Fuerza a la deformación de 2 mm	Morelli	GAC	22,56300*	4,42579	,000	11,2664	33,8596
		ORMCO	23,75900*	4,42579	,000	12,4624	35,0556
	GAC	MORELLI	-22,56300*	4,42579	,000	-33,8596	-11,2664
		ORMCO	1,19600	4,42579	1,000	-10,1006	12,4926
	ORMCO	MORELLI	-23,75900*	4,42579	,000	-35,0556	-12,4624
		GAC	-1,19600	4,42579	1,000	-12,4926	10,1006

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

En la tabla 06 se realizó la P. Post Hoc de Bonferroni que indica diferencia estadísticamente significativa entre las marcas Morelli-GAC ($p-v < 0.05$); entre las marcas Morelli-ORMCO ($p-v < 0.05$) a la fuerza de la deformación 2mm.

V Toma de Decisión

Al encontrarse un P-Valor menor a 0.05, podemos rechazar la hipótesis nula, por lo que declararemos que se ha establecido la dependencia de las variables; es decir, que las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio está asociada la carga-deflexión a 2mm.

4.2.1.2 Contrastación de Hipótesis Específica 2

La hipótesis específica 2 corresponde a:

“Las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio presenta diferencia significativa con respecto a la carga-deflexión a 3 mm en el estudio in-vitro.”

A fin de poder realizar la docimasia de esta hipótesis, se deberá realizar el ritual de significancia estadística, para lo cual se seguirá una secuencia ordenada de pasos:

I.- Formulación de Hipótesis Estadística

H₀: *Las medias de la carga-deflexión a 3 mm son iguales según las marcas comerciales de los arcos ortodónticos.*

H₁: *Las medias de la carga-deflexión a 3 mm son diferentes según las marcas comerciales de los arcos ortodónticos.*

II.- Establecer el Nivel de Significancia

Para la presente investigación se decidió trabajar con un nivel de confianza del 95%, correspondiente a un nivel de significancia (α) de 5% = 0.05.

III.- Determinación del Estadígrafo a Emplear

Al tratarse de una variable independiente cualitativas y una variable dependiente cuantitativa se plantea seguir la vía de los análisis multivariados, así también se identificó que el diseño seguía una secuencia temporal longitudinal; por estos motivos se establece la necesidad de emplear el Análisis de Varianza (ANOVA) de 1 Factor. A fin de poder identificar el

estadígrafo idóneo para el análisis, se deberá cumplir con los siguientes supuestos:

a) Determinación de la Distribución Normal de los Datos

Para esto se ejecutó de la prueba Shapiro-Wilk, al tratarse de un tamaño muestral inferior a 30 unidades muestrales, trabajándose bajo las siguientes hipótesis de prueba:

H₀: *La distribución de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 3 mm siguen una distribución normal.*

H₁: *La distribución de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 3 mm siguen una distribución no normal.*

Tabla 07. Análisis de la distribución de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 3mm.

	Marca	Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
Fuerza a la deformación a 3mm	MORELLI	,971	10	,904
	GAC	,932	10	,470
	ORMCO	,796	10	,063

En la tabla 03 se realizó la P. de Normalidad Shapiro-Wilk, en donde indica una distribución normal de cada marca en la carga-deflexión a 3mm ($p > 0.05$)

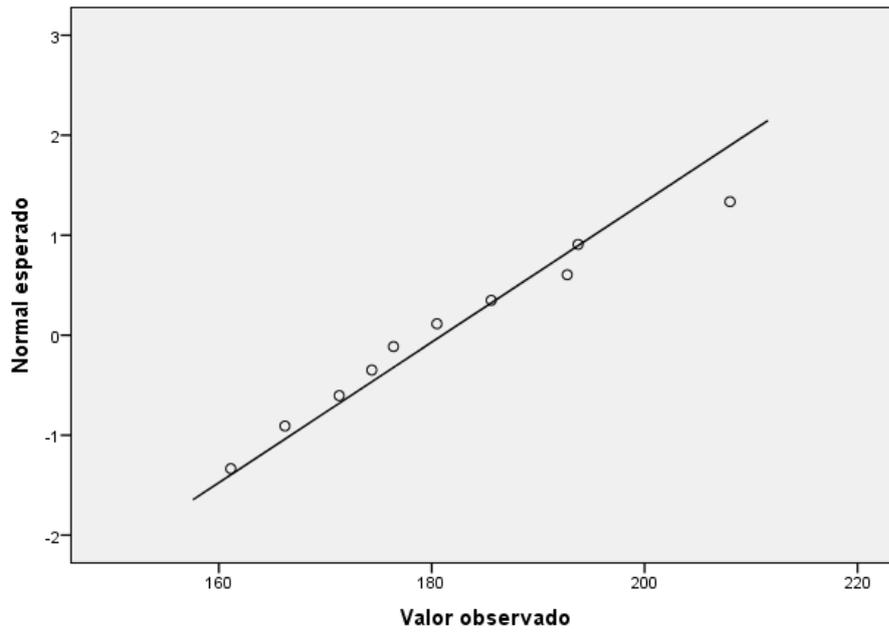


Gráfico 10. Gráfico Q-Q de distribución de la marca MORELLI ante la carga-deflexión a 3mm.

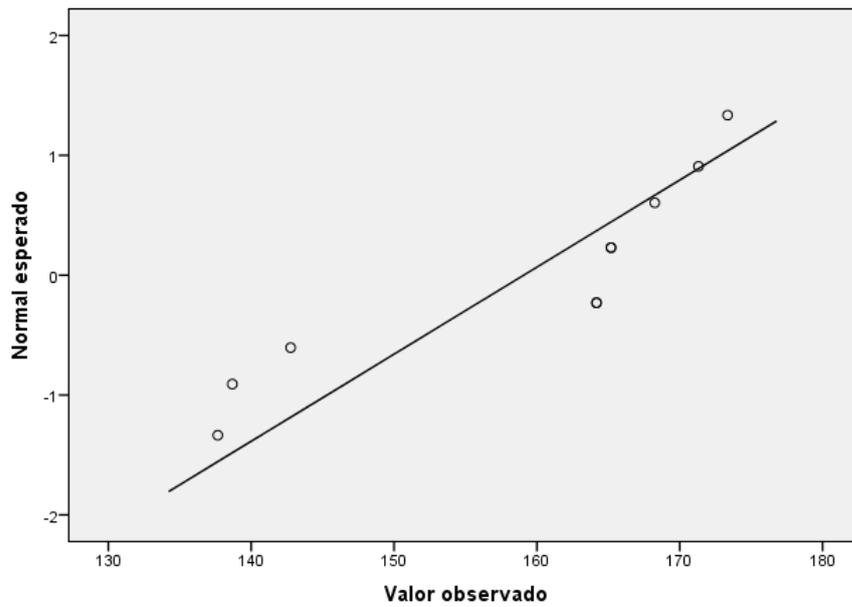


Gráfico 11. Gráfico Q-Q de distribución de la marca ORMCO ante la carga-deflexión a 3mm.

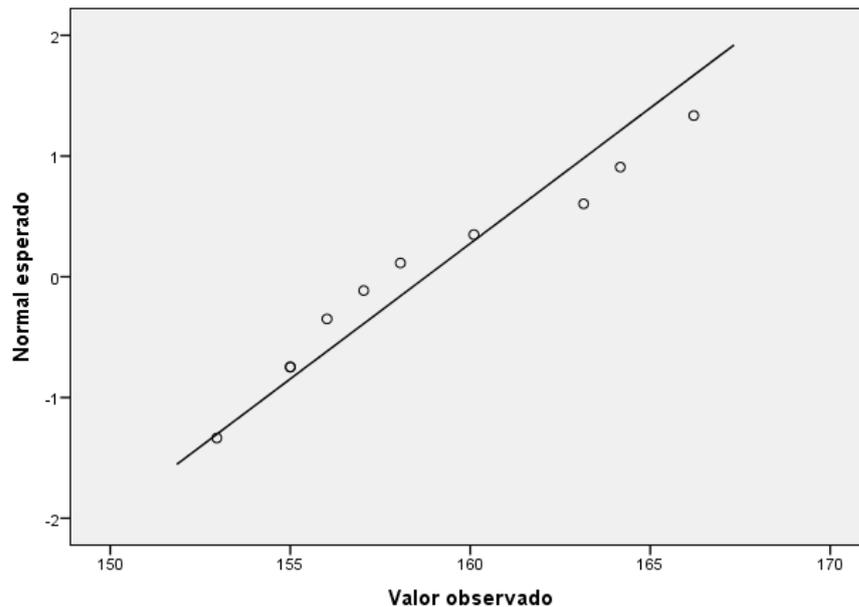


Gráfico 12. Gráfico Q-Q de distribución de la marca GAC ante la carga-deflexión a 3mm.

Al encontrarse un P-Valor mayor a 0.05, podemos aceptar la hipótesis nula, por lo que declararemos que se ha establecido la distribución normal de los datos, lo que sustenta la certeza del uso de una prueba paramétrica.

b) Determinación de la Homogeneidad de las Varianzas

Para esto se ejecutó de la prueba de Levene, comparando las varianzas de cada categoría de la variable independiente, trabajándose bajo las siguientes hipótesis de prueba:

H₀: *Las varianzas de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 3 mm son homogéneas.*

H₁: Las varianzas de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 3 mm son heterogéneas.

Tabla 08. Análisis de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 3mm.

Estadístico de Levene		gl1	gl2	Sig.
Fuerza a la deformación de 3 mm	5,581	2	27	,069

En la tabla 08 se realizó la P. de Homogeneidad de Varianzas (P. Levene) donde se determinó que las varianzas de las 3 marcas comerciales de arcos ortodónticos son iguales ($p > 0.05$).

Al encontrarse un P-Valor mayor a 0.05, podemos aceptar la hipótesis nula, por lo que declararemos que se ha establecido la homogeneidad de las varianzas para cada categoría de bebida evaluada.

IV.- Estimación del P-Valor

Se lleva a cabo la ejecución de la prueba Análisis de Varianza (ANOVA) de un Factor con Varianzas Iguales, a fin de poner a prueba la hipótesis específica 3.

Tabla 09. Distribución de medias de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 3mm.

ANOVA						
		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Fuerza a la deformación de 3 mm	Entre grupos	3250,043	2	1625,022	11,832	,000
	Dentro de grupos	3708,245	27	137,342		
	Total	6958,289	29			

En la tabla 09 se realizó la P. ANOVA de 1 factor para varianzas iguales, donde se observa un $p-v < 0.05$ lo cual indica que hubo diferencia estadísticamente significativa de la fuerza a la deformación de 3mm.

Tabla 10. Comparación post-hoc de las medias de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 3mm.

Bonferroni							
Intervalo de confianza al 95%							
	Marca	Marca	Diferencia de medias	Error estándar	Sig.	Límite inferior	Límite superior
Fuerza a la deformación de 3 mm	Morelli	GAC	22,22900*	5,24104	,001	8,8515	35,6065
		ORMCO	21,92700*	5,24104	,001	8,5495	35,3045
	GAC	MORELLI	-22,22900*	5,24104	,001	-35,6065	-8,8515
		ORMCO	-,30200	5,24104	1,000	-13,6795	13,0755
	ORMCO	MORELLI	-21,92700*	5,24104	,001	-35,3045	-8,5495
		GAC	,30200	5,24104	1,000	-13,0755	13,6795

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

En la tabla 10 se realizó la P. Post Hoc de Bonferroni que indica diferencia estadísticamente significativa entre las marcas Morelli-GAC ($p-v < 0.05$); entre las marcas Morelli-ORMCO ($p-v < 0.05$) a la fuerza de la deformación 3mm.

V.-Toma de Decisión

Al encontrarse un P-Valor menor a 0.05, podemos rechazar la hipótesis nula, por lo que declararemos que se ha establecido la dependencia de las variables; es decir, que las marcas comerciales está asociada el con la relación carga-deflexión.

4.2.1.3 Contrastación de Hipótesis Específica 3

La hipótesis específica 3 corresponde a:

“Las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio presenta diferencia significativa con respecto a la carga-deflexión a 4 mm en el estudio in-vitro.”

A fin de poder realizar la docimasia de esta hipótesis, se deberá realizar el ritual de significancia estadística, para lo cual se seguirá una secuencia ordenada de pasos:

I.- Formulación de Hipótesis Estadística

H₀: *Las medias de la carga-deflexión a 4 mm son iguales según las marcas comerciales de los arcos ortodónticos.*

H₁: *Las medias de la carga-deflexión a 4 mm son diferentes según las marcas comerciales de los arcos ortodónticos.*

II.- Establecer el Nivel de Significancia

Para la presente investigación se decidió trabajar con un nivel de confianza del 95%, correspondiente a un nivel de significancia (α) de 5% = 0.05.

III.- Determinación del Estadígrafo a Emplear

Al tratarse de una variable independiente cualitativas y una variable dependiente cuantitativa se plantea seguir la vía de los análisis multivariados, así también se identificó que el diseño seguía una secuencia temporal longitudinal; por estos motivos se establece la necesidad de emplear el Análisis de Varianza (ANOVA) de 1 Factor. A fin de poder identificar el estadígrafo idóneo para el análisis, se deberá cumplir con los siguientes supuestos:

a) Determinación de la Distribución Normal de los Datos

Para esto se ejecutó de la prueba Shapiro-Wilk, al tratarse de un tamaño muestral inferior a 30 unidades muestrales, trabajándose bajo las siguientes hipótesis de prueba:

H₀: *La distribución de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 4 mm siguen una distribución normal.*

H₁: *La distribución de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 4 mm siguen una distribución no normal.*

Tabla 11. Análisis de la distribución de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 4mm.

	Marca	Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
Fuerza a la deformación a 4mm	<i>MORELLI</i>	,931	10	,458
	<i>GAC</i>	,972	10	,908
	<i>ORMCO</i>	,817	10	,063

En la tabla 11 se realizó la P. de Normalidad Shapiro-Wilk, en donde indica una distribución normal de cada marca en la carga-deflexión a 4mm ($p > 0.05$)

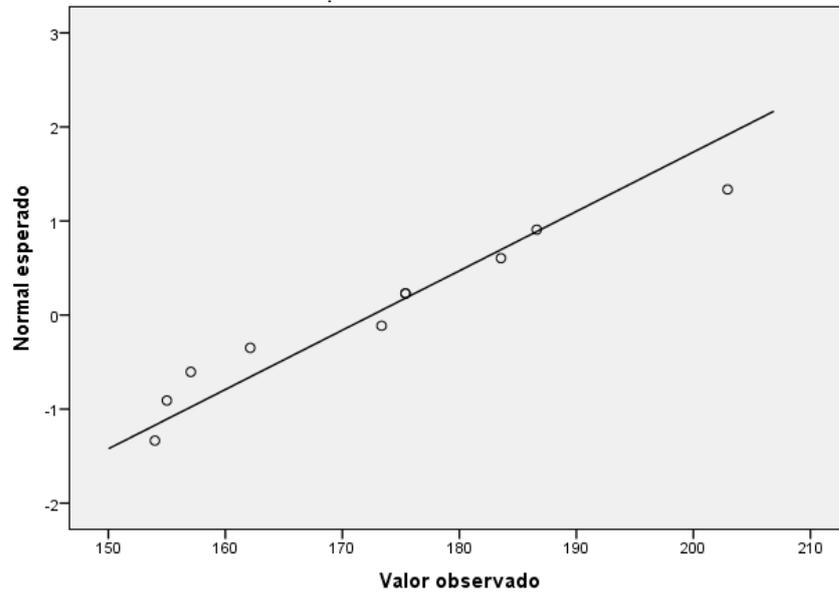


Gráfico 13. Gráfico Q-Q de la distribución de la marca MORELLI ante la carga-deflexión a 4mm.

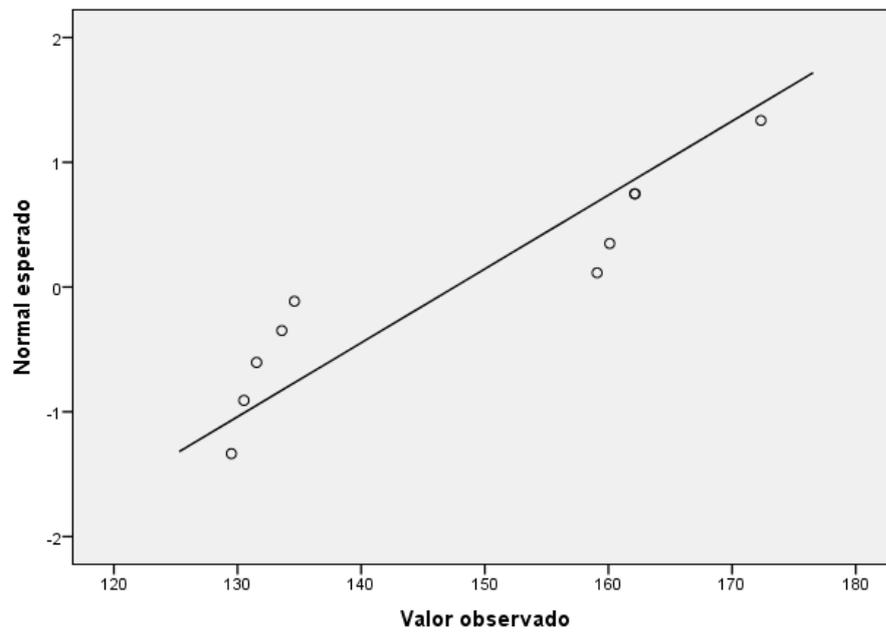


Gráfico 14. Gráfico Q-Q de la distribución de la marca ORMCO ante la carga-deflexión a 4mm.

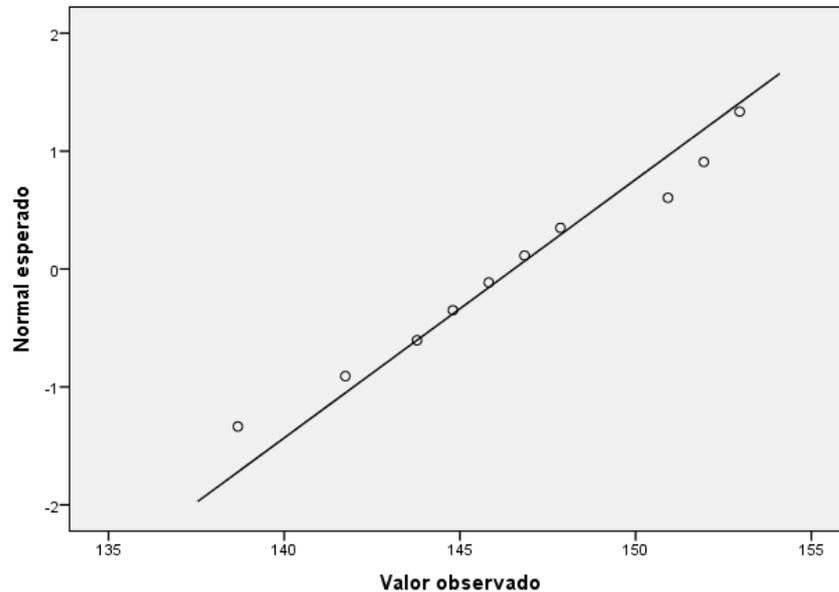


Gráfico 15. Gráfico Q-Q de la distribución de la marca GAC ante la carga-deflexión a 4mm.

Al encontrarse un P-Valor mayor a 0.05, podemos aceptar la hipótesis nula, por lo que declararemos que se ha establecido la distribución normal de los datos, lo que sustenta la certeza del uso de una prueba paramétrica.

b) Determinación de la Homogeneidad de las Varianzas

Para esto se ejecutó de la prueba de Levene, comparando las varianzas de cada categoría de la variable independiente, trabajándose bajo las siguientes hipótesis de prueba:

H₀: *Las varianzas de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 4 mm son homogéneas.*

H₁: *Las varianzas de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 4 mm son heterogéneas.*

Tabla 12. Análisis de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 4mm.

Estadístico de Levene		gl1	gl2	Sig.
Fuerza a la deformación de 4 mm	11,491	2	27	,060

En la tabla 04 se realizó la P. de Homogeneidad de Varianzas (P. Levene) donde se determinó que las varianzas de las 3 marcas comerciales de arcos ortodónticos son iguales ($p > 0.05$).

Al encontrarse un P-Valor mayor a 0.05, podemos aceptar la hipótesis nula, por lo que declararemos que se ha establecido la homogeneidad de las varianzas para cada marca comercial.

IV.- Estimación del P-Valor

Se lleva a cabo la ejecución de la prueba Análisis de Varianza (ANOVA) de un Factor con Varianzas Iguales, a fin de poner a prueba la hipótesis específica 4.

Tabla 13. Distribución de medias de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 4mm.

ANOVA						
	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.	
Fuerza a la deformación de 4 mm	Entre grupos	4337,962	2	2168,981	11,685	,000
	Dentro de grupos	5011,801	27	185,622		
	Total	9349,763	29			

En la tabla 13 se realizó la P. ANOVA de 1 factor para varianzas iguales, donde se observa un (p-v<0.05); 5 lo cual indica que hubo diferencia estadísticamente significativa de la fuerza a la deformación de 4mm.

Tabla 14. Comparación post-hoc de las medias de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión a 4mm.

Bonferroni							
Intervalo de confianza al 95%							
	Marca	Marca	Diferencia de medias	Error estándar	Sig.	Límite inferior	Límite superior
Fuerza a la deformación de 4 mm	Morelli	GAC	26,00200*	6,09298	,001	10,4499	41,5541
		ORMCO	24,98500*	6,09298	,001	9,4329	40,5371
	GAC	MORELLI	-26,00200*	6,09298	,001	-41,5541	-10,4499
		ORMCO	-1,01700	6,09298	1,000	-16,5691	14,5351
	ORMCO	MORELLI	-24,98500*	6,09298	,001	-40,5371	-9,4329
		GAC	1,01700	6,09298	1,000	-14,5351	16,5691

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

En la tabla 14 se realizó la P. Post Hoc de Bonferroni que indica diferencia estadísticamente significativa entre las marcas Morelli-GAC ($p-v < 0.05$); entre las marcas Morelli-ORMCO ($p-v < 0.05$) a la fuerza de la deformación 4mm.

V.-Toma de Decisión

Al encontrarse un P-Valor menor a 0.05, podemos rechazar la hipótesis nula, por lo que declararemos que se ha establecido la dependencia de las variables; es decir, que las marcas comerciales está asociada el con la relación carga-deflexión.

4.2.1.4 Contrastación de Hipótesis Específica 4

La hipótesis específica 4 corresponde a:

“Las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio presenta diferencia significativa con respecto a todos los milímetros de la carga-deflexión en el estudio in-vitro.”

A fin de poder realizar la docimasia de esta hipótesis, se deberá realizar el ritual de significancia estadística, para lo cual se seguirá una secuencia ordenada de pasos:

I.- Formulación de Hipótesis Estadística

H₀: *Las medias de todos los milímetros de la carga-deflexión son iguales respecto a las marcas comerciales de los arcos ortodónticos*

H₁: *Las medias de todos los milímetros de la carga-deflexión son diferentes respecto a las marcas comerciales de los arcos ortodónticos.*

II.- Establecer el Nivel de Significancia

Para la presente investigación se decidió trabajar con un nivel de confianza del 95%, correspondiente a un nivel de significancia (α) de 5% = 0.05.

III.- Determinación del Estadígrafo a Emplear

Al tratarse de una variable cualitativa y otra cuantitativa se plantea seguir la vía de los análisis bivariados. A fin de poder identificar el estadígrafo idóneo para el análisis, se deberá cumplir con los siguientes supuestos:

a) Determinación de la Distribución Normal de los Datos

Para esto se ejecutó de la prueba Shapiro-Wilk, al tratarse de un tamaño muestral inferior a 30 unidades muestrales, trabajándose bajo las siguientes hipótesis de prueba:

H₀: *La distribución de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto todos los milímetros de la carga-deflexión siguen una distribución normal.*

H₁: *La distribución de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto s todos los milímetros de la carga-deflexión siguen una distribución no normal.*

Tabla 15. Análisis de la distribución de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto todos los milímetros de la carga-deflexión.

	Marca	Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
Fuerza a la deformación promedio	<i>MORELLI</i>	,963	10	,823
	<i>GAC</i>	,925	10	,399
	<i>ORMCO</i>	,856	10	,069

En la tabla 15 se realizó la P. de Normalidad Shapiro-Wilk, en donde indica una distribución normal de cada marca en la carga-deflexión ($p > 0.05$)

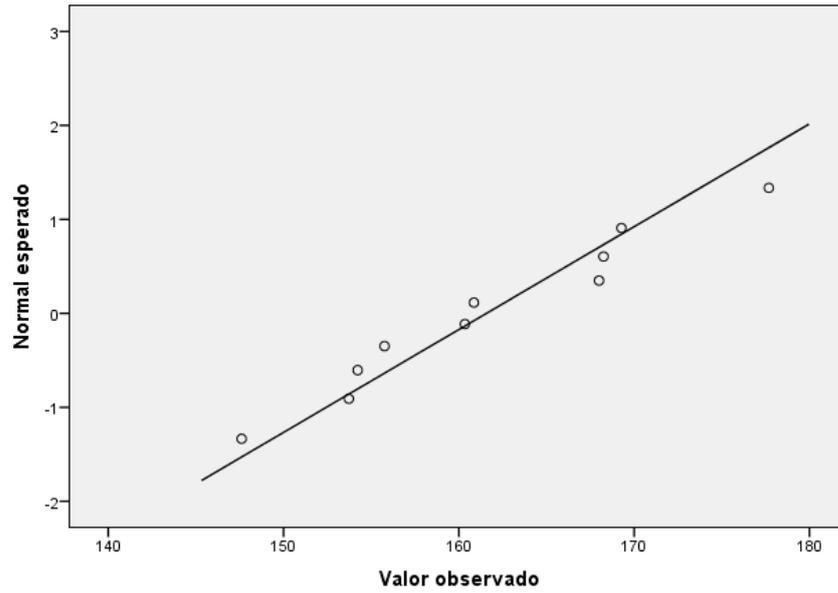


Gráfico 16. Gráfico Q-Q de la distribución del promedio de la marca MORELLI ante la carga-deflexión.

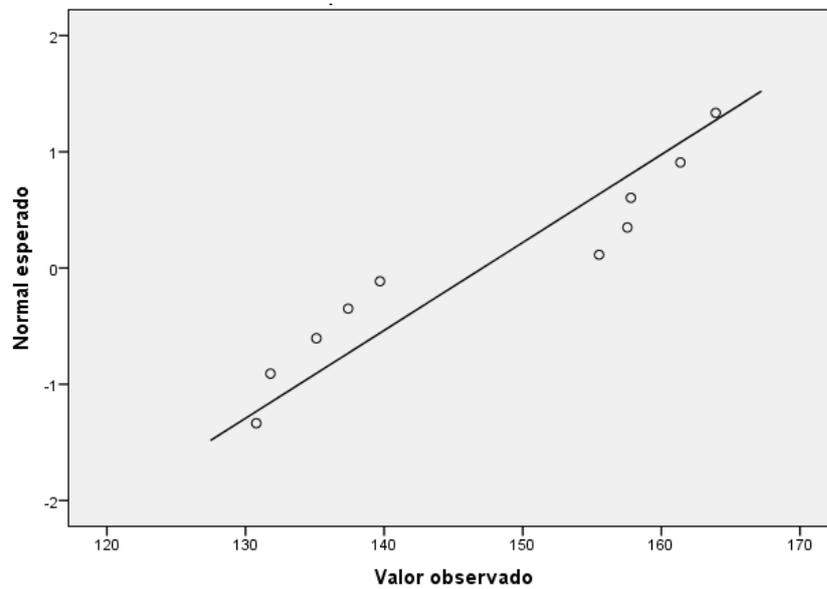


Gráfico 17. Gráfico Q-Q de la distribución del promedio de la marca ORMCO ante la carga-deflexión.

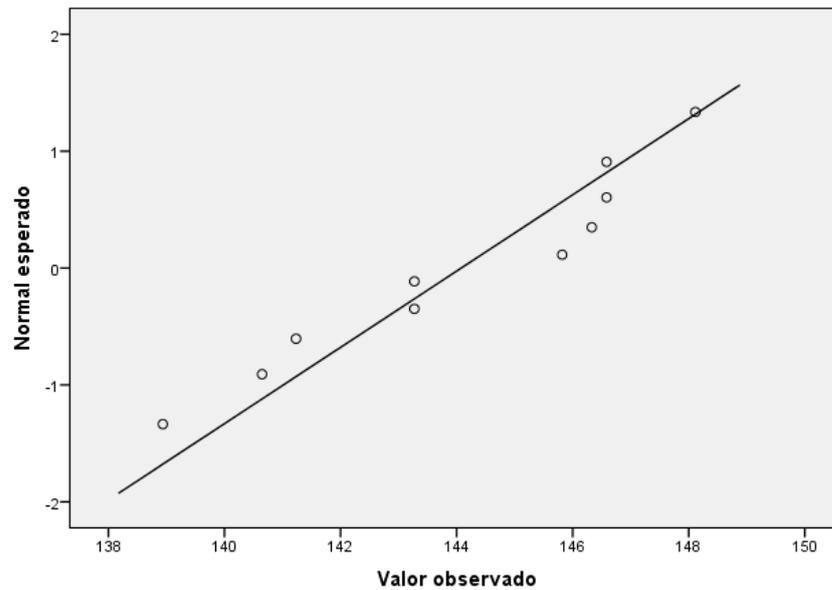


Gráfico 18. Gráfico Q-Q de la distribución del promedio de la marca GAC ante la carga-deflexión.

Al encontrarse un P-Valor mayor a 0.05, podemos aceptar la hipótesis nula, por lo que declararemos que se ha establecido la distribución normal de los datos, lo que sustenta la certeza del uso de una prueba paramétrica.

b) Determinación de la Homogeneidad de las Varianzas

Para esto se ejecutó de la prueba de Levene, comparando las varianzas de cada categoría de la variable independiente, trabajándose bajo las siguientes hipótesis de prueba:

H₀: *Las varianzas de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión son homogéneas.*

H₁: *Las varianzas de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión son heterogéneas.*

Tabla 16. Análisis de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión.

Estadístico de Levene		gl1	gl2	Sig.
Promedio de las fuerzas	18,915	2	27	,090

En la tabla 04 se realizó la P. de Homogeneidad de Varianzas (P. Levene) donde se determinó que las varianzas de las 3 marcas comerciales de arcos ortodónticos son iguales ($p > 0.05$).

Al encontrarse un P-Valor mayor a 0.05, podemos aceptar la hipótesis nula, por lo que declararemos que se ha establecido la homogeneidad de las varianzas para cada categoría de bebida evaluada.

IV.- Estimación del P-Valor

Se lleva a cabo la ejecución de la prueba Análisis de Varianza (ANOVA) de un Factor con Varianzas Iguales, a fin de poner a prueba la hipótesis específica 4.

Tabla 17. Distribución de medias de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión.

ANOVA						
		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Fuerza a la deformación del promedio	Entre grupos	1749,407	2	874,703	9,802	,001
	Dentro de grupos	2409,497	27	89,241		
	Total	4158,904	29			

En la tabla 05 se realizó la P. ANOVA de 1 factor para varianzas iguales, donde se observa un $p-v < 0.05$ lo cual indica que hubo diferencia estadísticamente significativa de la fuerza a la deformación promedio.

Tabla 18. Comparación post-hoc de las medias de las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio con respecto a la carga-deflexión promedio.

Bonferroni							
Intervalo de confianza al 95%							
	Marca	Marca	Diferencia de medias	Error estándar	Sig.	Límite inferior	Límite superior
Fuerza a la deformación promedio	Morelli	GAC	17,49425*	4,22470	,001	6,7109	28,2776
		ORMCO	14,48075*	4,22470	,006	3,6974	25,2641
	GAC	MORELLI	-17,49425*	4,22470	,001	-28,2776	-6,7109
		ORMCO	-3,01350	4,22470	1,000	-13,7969	7,7699
	ORMCO	MORELLI	-14,48075*	4,22470	,006	-25,2641	-3,6974
		GAC	3,01350	4,22470	1,000	-7,7699	13,7969

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

En la tabla 06 se realizó la P. Post Hoc de Bonferroni que indica diferencia estadísticamente significativa entre las marcas Morelli-GAC ($p-v < 0.05$); entre las marcas Morelli-ORMCO ($p-v < 0.05$) a la fuerza de la deformación promedio.

V.-Toma de Decisión

Al encontrarse un P-Valor menor a 0.05, podemos rechazar la hipótesis nula, por lo que declararemos que se ha establecido la dependencia de las variables; es decir, que las marcas comerciales están asociadas con la carga-deflexión.

4.2.2 Evaluación de la Validez de la Hipótesis General

De la misma manera que con las hipótesis específicas, la hipótesis general: *“Existe diferencia significativa en el efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio en la relación carga-deflexión en el estudio in-vitro.”*, solo se podría considerar verdadera por inducción, al establecerse la veracidad de las hipótesis específicas que la conforman, así podemos agrupar las hipótesis específicas y sus resultados en la siguiente tabla:

Tabla 19. Análisis de la Aceptación de la Hipótesis General como Respuesta Inductiva a los Resultados Estadísticos de sus Hipótesis Específicas.

HIPÓTESIS ESPECÍFICAS	RESULTADO ESTADÍSTICO
<i>“Las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio presenta diferencia significativa con respecto a la carga-deflexión a 2 mm en el estudio in-vitro.</i>	SE ACEPTA
<i>“Las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio presenta diferencia significativa con respecto a la carga-deflexión a 3 mm en el estudio in-vitro.</i>	SE ACEPTA
<i>“Las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio presenta diferencia significativa con respecto a la carga-deflexión a 4 mm en el estudio in-vitro.</i>	SE ACEPTA
HIPÓTESIS GENERAL	RESULTADO INDUCTIVO
<i>“Existe diferencia significativa en el efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio en la relación carga-deflexión en el estudio in-vitro.”</i>	SE ACEPTA

4.3 DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Actualmente la importancia de conocer la relación carga/deflexión de diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio no ha sido estudiada. Siendo el arco 0.014'' uno de los arcos más utilizados durante la primera fase de alineamiento y nivelación. Muchos estudios han realizado pruebas de tracción sobre arcos de diferente tipo de aleaciones. Sin embargo, no se hay evidencia de investigaciones enfocadas en el análisis de arcos níquel-titanio convencionales sometidos a pruebas de flexión, por lo cual se llevó a cabo este estudio que permitió determinar la diferencia significativa entre ciertas marcas comerciales. Muchos autores indican los calibres 0.012 y 0.014 para utilizarlos durante las fases de alineamiento y nivelación, puesto que tiene la características y propiedades ideales para evitar daños periodontales y radiculares.

El presente estudio experimental tiene como principal objetivo comparar la relación carga/deflexión de tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio, de los cuales fueron 3 grupos experimentales de 10 (33%) muestras por cada marca. Se escogió el ensayo de flexión para

determinar la relación carga/deflexión, ya que se este tipo de ensayo simula el sistema ortodóntico conformado por brackets y ligas y/o ligaduras metálicas durante la fase de alineamiento y nivelación donde no hay fuerzas de tracción, solo fuerzas suaves y constantes. Así mismo se podrá realizar un estudio acerca del comportamiento del alambre níquel-titanio 0.014'' ante cargas incrementadas conforme se da el aumento de deformaciones establecidas en una sección del alambre.

Sin embargo, Charris V. y cols (2003), logró reconocer las alteraciones de las propiedades mecánicas, rigidez y superelasticidad de los alambres de níquel-titanio reutilizados. Los resultados experimentales fueron analizados por la prueba de T de Bonferroni y ANOVA de dos vías. Se observó que en todos los grupos experimentales de NiTi de marca 3M no hubo diferencia significativa con respecto a la curva tensión/ deformación con respecto a la comparación que se hizo entre cada ciclo. Pese a ello se evidencio una ligera diferencia en el grupo de esterilización por calor pues tuvieron valores aumentados en el primer y segundo ciclo de reutilización. En los dos últimos ciclos de reciclado se observó un ligero aumento en el grupo de esterilización por frio, al igual que su rigidez. La superelasticidad aumento en ambos grupos, sin embargo, no hay diferencia significativa sobre los alambres. Por otro lado los arcos convencionales de NiTi utilizados en este estudio si tuvieron una diferencia estadísticamente significativa al ser sometidos a pruebas de flexión y también en las curvas de carga/deflexión de cada marca comercial.⁽³²⁾

Castillo E. y cols (2010), buscó determinar las características de las tres zonas del diagrama esfuerzo/deformación (zona elástica, plástica y rotura) en los arcos Ni Ti superelásticos marca GAC y NiTi Cu de la marca Ormco del mismo calibre de 0.014". Los resultados de las características del diagrama fueron dados por pruebas de tracción a una temperatura de 37 grados los cual no dieron resultados estadísticamente diferentes. Sin embargo, en este estudio se realizaron pruebas de flexión para obtener diferencia estadística con respecto a las propiedades en las zonas elástica y plástica de los arcos ortodónticos. Los resultados estadísticos encontraron un porcentaje de recuperación de forma de los arcos de la marca GAC de 90.3% y el de los arcos ORMCO un 89.2%, por lo tanto, no existe diferencia significativa entre las dos marcas de arcos ortodónticos. Concluyeron que ambos grupos son semejantes porque sus valores no son muy diferentes en las 3 zonas del diagrama, además permiten resorción y aposición ósea fisiológicamente óptima.⁽²⁵⁾

Así mismo, la investigación de Ramos V. y cols (2010), tuvo como objetivo comparar las propiedades mecánicas (tensión en zona de activación, elongación en zona de activación, resistencia máxima y límite de ruptura) de tres marcas de alambres ortodónticos de níquel-titanio termoactivados calibre 0.016" de las marcas NiTi GACR (grupo de control), Nitinol termoactivado 3M UnitekR, Sentalloy GACR, Nitinol Termoactivado TECNIDENTR. Este estudio uso el mismo ensayo de tracción con diferentes dispositivos a una velocidad de 1mm/min a 37° C. Los resultados experimentales determinaron que el mayor valor para la tensión de la zona de activación lo obtuvo el arco Nitinol

3M Uniterk, los valores más altos en la elongación de la zona de activación fueron del arco Tecnident R. El arco Nitinol Sentalloy GAC tuvo los mayores valores en la resistencia máxima y límite de ruptura, resultados similares al presente estudio pues la marca GAC convencional tuvo valores por encima de las otras dos marcas evaluadas con respecto a la resistencia ante fuerzas durante la deformación a 3mm y 4mm. Adicionalmente esta investigación logró una diferencia estadísticamente significativa entre las tres marcas comerciales al igual que nuestro estudio.⁽²⁶⁾

Gatto E. y cols (2013), buscó investigar las propiedades mecánicas del arco níquel-titanio superelásticos y termoactivados con la finalidad de tener una mejor elección de arcos. Para ello se utilizaron 7 muestras de níquel-titanio de dos calibres (0.014 y 0.016), los cuales fueron sometidos a ensayos de flexión de 3 puntos; a una deformación de 2mm y 4mm. Por lo contrario, en este estudio se realizó el mismo ensayo de flexión, pero para tener mayor precisión sobre las deformaciones, se decidió aplicar fuerzas sobre deformaciones a 2mm, 3mm y 4mm, teniendo una diferencia significativa en todas las marcas de los arcos. Sin embargo los resultados difieren de dicha investigación en las deformaciones a 2mm y 4 mm ya que indica que los arcos térmicos tuvieron fuerzas más leves estadísticamente significativa con respecto a los arcos superelásticos en el mismo calibre en todos los experimentos realizados.⁽³⁴⁾

La investigación de Serrano G. y cols (2014), buscó determinar el número de ciclos que soportó un alambre de níquel-titanio a la fatiga en un ensayo de flexión, para lo cual se utilizaron 60 arcos superelásticos redondos de 0.016 ''

de tres marcas distintas (ORMCO, GAC y 3M) a 37° C. Dichos materiales tuvieron una distancia interbracket de 7mm simulando una dimensión típica en dentición permanente, la cual se usó como guía para la ejecución del ensayo del presente estudio. Los resultados experimentales determinaron que el arco ORMCO tiene una resistencia mayor a la del arco GAC (42%) y los arcos de 3M (54%). Así mismo los arcos GAC tienen una resistencia mayor que los arcos 3M (21%). Sin embargo, este estudio evaluó con otras marcas de arcos las cuales tienen resultados similares con respecto a los arcos GAC, ya que este tuvo mayor resistencia a cargas perpendiculares que los arco MORELLI. Así mismo los arcos Ormco tuvieron resultados de una media $159,07 \pm 13,76$ y $147,55 \pm 16,88$ ligeramente más elevados con respecto a la resistencia a la deformación de 3mm y 4mm que la marca GAC con resultados de $158,77 \pm 4,45$ y $146,53 \pm 4,56$ en las mismas deformaciones respectivamente.⁽³⁵⁾

Pozo, K. (2017), buscó determinar el nivel de fuerza y carga-deflexión de los arcos NiTi de 4 marcas comerciales, con la finalidad de obtener conocimiento acerca de las propiedades mecánicas para una mejor elección de ellas. Las pruebas mecánicas se realizaron con 16 alambres de diferentes calibres 0.014, 0.018, 0.016 x 0.022, 0.017 x 0.025, realizando mediciones con fuerzas de 50, 200, 200 y 400 gramos. Los resultados experimentales determinaron existe diferencia estadística entre las marcas MORELLI y ORMCO al igual que el presente estudio con resultados del total de las deformaciones de $161,57 \pm 9,13$ y $144,07 \pm 3,06$ respectivamente.

El presente estudio al ser experimental abre conocimientos y forma parte de los antecedentes de futuras investigaciones sobre las propiedades mecánicas de los arcos ortodónticos de níquel-titanio para el fin de mejorar los tratamientos en la práctica privada y actualizar información acerca de los productos que son utilizados frecuentemente en la especialidad.

CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 CONCLUSIONES

5.1.1 Conclusión general

Con respecto a determinar el efecto de las marcas comerciales en la relación carga-deflexión de los arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio en el estudio in-vitro, se concluye que hay diferencia estadísticamente significativa en la relación carga-deflexión de todas las marcas comerciales, sin embargo, el grupo B tuvo las mejores propiedades mecánicas frente a las deformaciones establecidas

5.1.2 Conclusiones específicas

1. Con respecto a establecer la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio en la carga-deflexión a 2mm, se concluye que los arcos del grupo C tuvieron mayor resistencia a la deformación de 2 mm frente al aumento de cargas.

2. Con respecto a identificar la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio en la carga-deflexión a 3mm, se concluye que los arcos del grupo B tuvieron mayor resistencia a la deformación frente al aumento de cargas.

3. Con respecto a determinar la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio en la carga-deflexión a 4mm, se concluye que los arcos del grupo B tuvieron mayor resistencia a la deformación frente al cuarto momento de cargas. Las propiedades mecánicas de los arcos serán alteradas en la cuarta aplicación de fuerzas, sobre todo su elasticidad. Las fuerzas en la curva carga/deflexión disminuyen en todas las marcas y la alteración en la forma del producto nos pueden confirmar la presencia de una deformación plástica y el sobrepase del límite proporcional de la curva carga-deflexión.

4. La curva carga/deflexión más pronunciada indicará el área de resiliencia, teniendo en cuenta que a mayor sea el área mayor será el rango de trabajo. Así mismo la fuerza será mayor y proporcional a la deformación establecida.

5.2 RECOMENDACIONES

5.2.1 Recomendación General

Teniendo en cuenta el efecto de las marcas comerciales en la relación carga-deflexión de los arcos ortodónticos 0.014" de níquel-titanio en el estudio in-vitro, se recomienda tener en cuenta los resultados, para emplear el arco del grupo B ya que tuvo mejores características durante un tratamiento ortodóntico.

5.2.2 Recomendaciones Específicas

1. De acuerdo a establecer la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014" de níquel-titanio en la carga-deflexión a 2mm, se recomienda tomar en cuenta los resultados, para poder elegir el mejor producto durante la primera fase de un tratamiento ortodóntico ante un apiñamiento leve, logrando movimientos dentarios adecuados y sin riesgos.
2. Con respecto a la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014" de níquel-titanio en la carga-deflexión a 3mm, se recomienda tomar en cuenta los resultados, para la elección de la marca con mejores propiedades mecánicas durante la fase de alineamiento y nivelación de un apiñamiento

moderado, logrando obtener los movimientos dentarios necesarios y resultados favorables en un corto tiempo.

3. Con referencia a la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014'' de níquel-titanio en la carga-deflexión a 4mm, se recomienda tomar en cuenta los resultados, para el cambio de arco en cada control del tratamiento ortodóntico del paciente, brindando calidad y efectividad al tratamiento, logrando reducir tiempos durante el tratamiento ortodóntico y evitar daños en los tejidos adyacentes.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Uribe G. Ortodoncia Teoría y Clínica. Segunda. Corporación para investigaciones biológicas; 2010. 1293 p.
2. Arango S, Ramírez C. Titanio: aspectos del material para uso en ortodoncia. 2016;
3. R. Proffit W, W. Fields H, M. Sarver D. Ortodoncia Contemporánea. 5ta ed. España: Elsevier; 2014. 719 p.
4. Gómez MD. Beginnings of orthodontics in Mexico. Rev Mex Ortod. Elsevier; 2014;2(4):218–9.
5. Varela M. Ortodoncia Interdisciplinaria. 1era ed. España: Ediciones Ergon; 2005. 769 p.
6. Moyers RE. Manual de Ortodoncia. 4ta ed. editorial medica panamericana; 1992. 563 p.
7. Ustrell J. Manual de ortodoncia. Universita. 2011. 1028 p.
8. Hoyos M, Espinoza I. METALES. Rev Actual Clínica. 2013;30.
9. Ashby M, Jones D. Materiales para ingeniería 1: introducción a las propiedades, las aplicaciones y el diseño. Editorial Reverte SA, editor. 2008. 421 p.
10. Giraldo O. Metales y aleaciones en odontología *. 2004;15(2):53–63.
11. Arranz J. Didáctica de Física y Química. Ediciones Anaya SA, editor. 1972. 551 p.
12. Nordberg G. Metales: propiedades químicas y toxicidad.
13. Smith W, Hashemi J. Fundamentos de la ciencia e ingeniería de los materiales. cuarta edi. Mc Grall-Hill; 2004. 1210 p.
14. Tippens PE. Física 2. TER. Mc Grall-Hill; 1992. 434 p.

15. M. Gere J, J. Goodno B. Mecánica de Materiales. 7ma ed. México: Cengage Learning; 2009. 1017 p.
16. Vega E. J. Ciencia de los materiales. Ediciones. 589 p.
17. R. Askeland D. Ciencia e Ingeniería de los materiales. 3 rd ed. International Thomson Editores; 1984. 468 p.
18. Hewitt PG. Física Conceptual. decima. Pearson Educación; 2007. 824 p.
19. Canut B. JA. Ortodondia Clinica y Terapéutica. MASSON; 715 p.
20. Gómez de Ferrais ME, Campos Muñoz A. Histología, Embriología e Ingeniería Tisular Bucodental. 3era ed. España: editorial medica panamericana; 2009. 454 p.
21. Puigdollers A, De la Iglesia F. Movimiento dental . Efectos de la fuerza y reacción periodontal. Rev Esp Ortod. 2004;34:249–54.
22. Caicedo C, Villarreal P. Avances en bioingeniería dental y su aplicación en ortodoncia y ortopedia dentofacial : Una revisión de literatura. rev estomatol. 2017;25(1):32–42.
23. Weiland Weiland FF. Fuerzas de ortodoncia y reabsorciones radicales: una revisión. Rev Esp Ortod. 2010;40:69–74.
24. Cardoso C, Quintão A, Helena I, Portella V. Fios ortodônticos : conhecer para otimizar a aplicação clínica. R Dent Press Ortodon Ortop Facial. 2009;14(6):144–57.
25. Castillo E, Zárate L, Cruz M, García G, García M, Hernández V. Análisis Esfuerzo-Deformación en Arcos NiTi Superelásticos (ensayo de pruebas de tracción). 1978;597–600.
26. Torres VR, Vela MM. Propiedades mecánicas de tres marcas de arcos

- ortodóncicos. 2010;13(1):23–7.
27. Burns RA. Fundamentos de Química. cuarta. Pearson Educación; 2003. 784 p.
 28. Gómez V, Mercado J, Herrera A. Níquel en cavidad oral de individuos con agrandamiento gingival inducido por tratamiento ortodóncico. Rev Clínica Periodoncia, Implantol y Rehabil Oral. Sociedad de Periodoncia de Chile, Sociedad de Implantología Oral de Chile y Sociedad de Prótesis y Rehabilitación Oral de Chile; 2014;7(3):136–41.
 29. Boccio F, Membrive A, Tamarit JL, Campos A, Solano E, Gil FJ. Optimización superficial de alambres de ortodoncia de Ni-Ti superelástico mediante nitruración gaseosa . de transformación y de la superelasticidad : characterization of transformation and superelasticity temperatures. BIOMECÁNICA. 1998;VI(11):81–6.
 30. Agudelo Z, Méndez L, Herrera M, Pardo M. Comportamiento de alambres de Níquel-Titanio superelásticos y termoactivados en tensión ante cambios súbitos de temperatura. Rev Colomb Investig en Odontol. 2013;4.
 31. Sandoval Vidal P, Lara L. A, Mente Hidalgo C, Gutierrez Moraga P. Caracterización de los Alambres Termoactivados para Uso Ortodóncico . Reporte de Caso. Int J Odontostomat. 2012;6(1):65–70.
 32. Benedetti C, García C, Silva P. Patrón de cambio de las propiedades mecánicas de rigidez y superelasticidad de alambres de Nitinol ® superelásticos expuestos a reciclado *. 2005;25(6):19–30.
 33. Haroyan E, Del Río Highsmith J, Antonaya Martín J. Análisis in vitro de la resistencia a la fractura de estructuras de fibra de carbono

- termocicladas. *cient dent.* 2012;13(2):155–60.
34. Gatto E, Matarese G, Bella G Di, Nucera R, Borsellino C, Cordasco G. Load-deflection characteristics of superelastic and thermal nickel-titanium wires. *Eur J Orthod.* 2013;35(1):115–23.
 35. Hernández GS, Espínola GS, Gayosso CÁ, Furuki HK. de níquel-titanio de tres marcas. *Rev Mex Ortod. Elsevier;* 2014;2(4):253–6.
 36. Gonzáles G, Ferrer B, Terán A, Castejón O. Comparación de alambres níquel-titanio de diferentes casas comerciales usados para tratamiento de ortodoncia. *ODOUS Científica.* 2015;16(June).
 37. Castellanos D, Patiño J, Guzman H, Zarate F. Comparación de cambios microestructurales y composicionales de alambres de acero australiano , NiTi clásico y NiTi termoactivado , sometidos a una solución de fluoruro de sodio al 0.02%. *Rev Científica Soc Ortod.* 2015;2(2):83–92.
 38. Teramoto A. Importancia clínica del punto austenítico final en la selección de las aleaciones de níquel-titanio para su aplicación en arcos utilizados en Ortodoncia Clinical importance of austenitic final point in the selection. 2016;20:166–73.
 39. Correa E. *Diccionario de Ciencias Medico-Odontologicas.* Publicaciones cultural; 1985. 331 p.
 40. Agnew L, Aviado D, Brody J, Burrows W. *Diccionario de ciencias medicas dorland. septima.* Editorial “El Ateneo” SA, editor. 1981. 1712 p.

ANEXOS

ANEXO 01. DEFINICIÓN OPERACIONAL DE LAS VARIABLES

	VARIABLE	DIMENSIÓN	INDICADOR	ESCALA	TIPO DE ESCALA
PRINCIPALES	Variable Independiente Marcas de arcos ortodónticos	MARCAS	<ul style="list-style-type: none"> • Arco NiTi Morelli • Arco NiTi Ormco • Arco NiTi GAC 	A B C	Nominal
	Variable Dependiente Relación Carga-Deflexión	FÍSICA	<ul style="list-style-type: none"> • Fuerza aplicada • Deformación elástica • Deformación plástica 	2mm 3mm 4mm	Razón

ANEXO 02. CARTA DE AUTORIZACIÓN



Universidad
Inca Garcilaso de la Vega
Nuevos Tiempos. Nuevas Ideas
Facultad de Estomatología
Decanato

Pueblo Libre, 23 de Octubre del 2018

CARTA N°1300-DFE-2018

Ingeniero
Robert Nick Eusebio Teheran
Laboratorio High Technology
Presente.-

De mi mayor consideración:

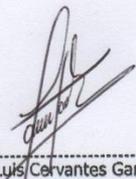
Tengo a bien dirigirme a usted, para saludarlo cordialmente y a la vez presentar a la **Srta. LOPEZ OCHOA ELIZABETH JOHANNA** quien ha culminado estudios en el ciclo académico 2017-2 y desea realizar un estudio de investigación titulado "**Relación Carga-Deflexión de tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014, de Niquel – Titanio. Estudio In-Vitro**" por lo cual solicita se le brinde facilidades para la realización de su tesis.

Agradezco la atención que brinde a la presente, siendo propicia la ocasión para expresarle mis sentimientos de consideración y estima personal.

Atentamente,

LCG/mt
Trámite: 977047




Dr. Luis Cervantes Ganoza
Decano
Facultad de Estomatología



ANEXO 03. INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS



UNIVERSIDAD INCA GARCILASO DE LA VEGA

N°:

FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

FICHA AD-HOC DE RECOLECCIÓN DE DATOS

*“RELACIÓN CARGA-DEFLEXIÓN DE TRES DIFERENTES MARCAS DE
ARCOS ORTODÓNTICOS 0.014” DE NÍQUEL-TITANIO. ESTUDIO IN-
VITRO”*

INTRODUCCIÓN

La presente ficha AD-HOC de recolección de datos, forma parte del trabajo de investigación titulado: “Relación carga-deflexión en tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio. Estudio in-vitro”. La mencionada investigación, busca determinar el efecto de las marcas de arcos ortodónticos en la relación carga-deflexión ante deformaciones específicas.

a) DATOS GENERALES

Fecha de la evaluación:.....

Número de muestra:.....

Grupo: A () B () C ()

b) DATOS ESPECÍFICOS

DEFORMACIÓN/MARCA	MORELLI	ORMCO	GAC
	FUERZA (grF)		
2mm			
3mm			
4mm			

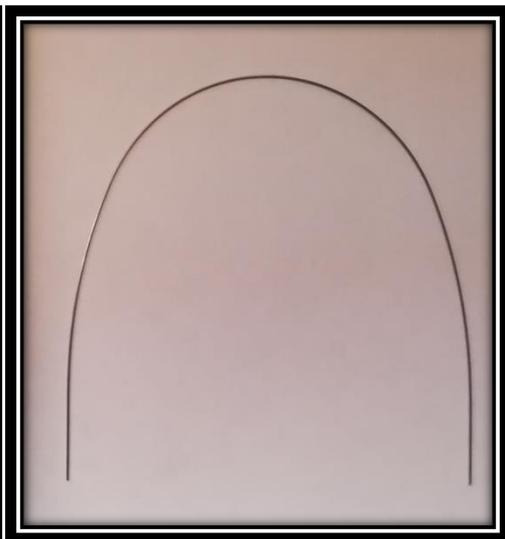
ANEXO 04. CONSTANCIA DE CAPACITACIÓN



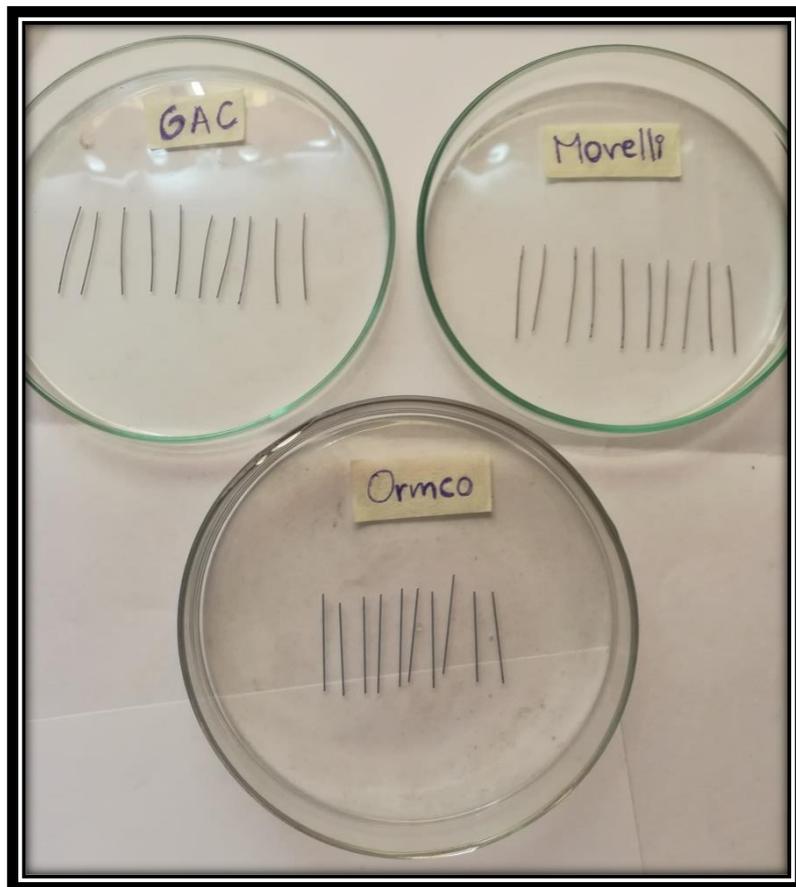
- LABORATORIO ESPECIALIZADO EN ENSAYOS MECÁNICOS DE MATERIALES.
- LABORATORIO ESPECIALIZADO EN CALIBRACIONES.

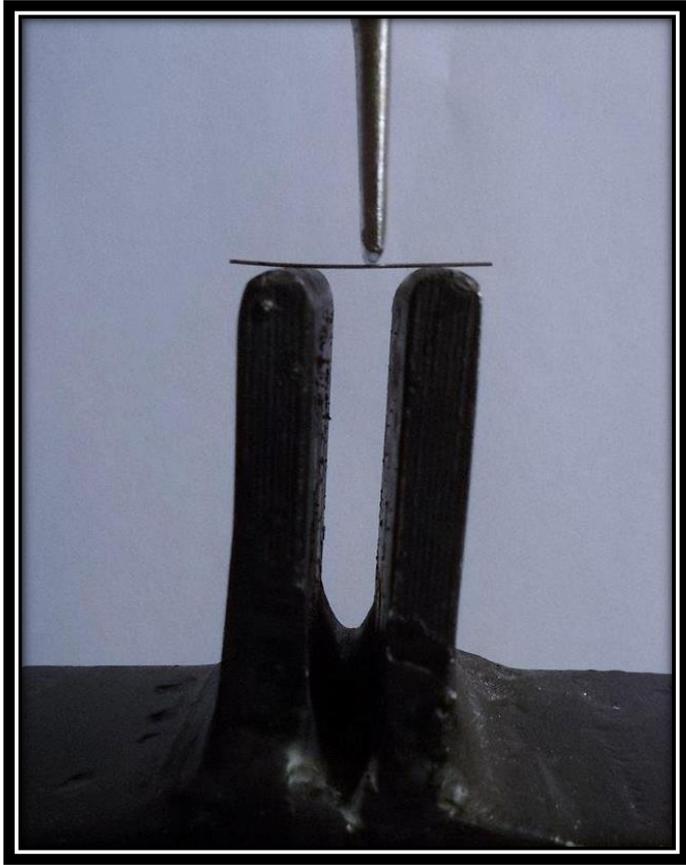
INFORME DE ENSAYO N°	IE-120-2018	EDICION N° 1	Página 1 de 4
ENSAYO DE FLEXION EN ARCOS ORTODONTICOS NIQUEL - TITANIO			
TESIS	"RELACIÓN CARGA-DEFLEXIÓN DE TRES DIFERENTES MARCAS DE ARCOS ORTODONTICOS 0.014" DE NÍQUEL-TITANIO.ESTUDIO IN-VITRO"		
DATOS DEL SOLITANTE			
NOMBRE Y APELLIDOS	Elizabeth Lopez Ochoa		
DNI	70431001		
DIRECCIÓN	Av. Jose Leal 1511 Dpto. 302		
DISTRITO	Lince		
EQUIPOS UTILIZADOS			
INSTRUMENTO	Maquina digital de ensayos universales CMT- 5L		
MARCA	LG		
APROXIMACIÓN	0.01 N		
INSTRUMENTO	0.01mm		
MARCA	Mitutoyo		
APROXIMACIÓN	Vernier digital de 200mm		
RECEPCIÓN DE MUESTRAS			
FECHA DE INGRESO	02	Noviembre	2018
LUGAR DE ENSAYO	Jr. Las Sensitivas Mz D Lt 6 Urb. Los jardines SJL		
CANTIDAD	3 Grupos		
DESCRIPCIÓN	Muestras de Arco ortodonticos 0.014" níquel - titanio		
IDENTIFICACIÓN	Grupo 1	Arco ortodonticos 0.014"- Marca Morelli	
	Grupo 2	Arco ortodonticos 0.014"- Marca Ormco	
	Grupo 3	Arco ortodonticos 0.014"- Marca Gac	
REPORTE DE RESULTADOS			
FECHA DE EMISION DE INFORME	03	Noviembre	2018

ANEXO 05. REGISTRO FOTOGRÁFICO









ANEXO 07. MATRIZ DE CONSISTENCIA INTERNA



UNIVERSIDAD INCA GARCILASO DE LA VEGA FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA MATRIZ DE CONSISTENCIA INTERNA

TÍTULO	DEFINICIÓN DEL PROBLEMA	OBJETIVOS	FORMULACIÓN DE HIPÓTESIS	CLASIFICACIÓN DE VARIABLES	DEFINICIÓN OPERACIONAL DE LAS VARIABLES	METODOLOGÍA	POBLACION, MUESTRA Y MUESTREO	INSTRUMENTO
“Relación carga-deflexión en tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio. Estudio in-vitro”	<p>Problema General:</p> <p>¿Cuál es la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio en la relación carga-deflexión en el estudio in-vitro en el High Technology Laboratory?</p>	<p>Objetivo principal:</p> <p>Comparar el efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio en la relación carga-deflexión en el estudio in-vitro en el High Technology Laboratory.</p>	<p>Hipótesis Principal:</p> <p>Existe diferencia significativa en el efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio en la relación carga-deflexión en el estudio in-vitro en el High Technology Laboratory.</p>	<p>Variable Independiente</p> <p>a) Marcas de arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio.</p>	<p>Marcas:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Arco Ni Ti MORELLI • Arco Ni Ti GAC • Arco Ni Ti ORMCO 	<p>PROPÓSITO: Aplicado</p> <p>ENFOQUE: Cuantitativo</p>	<p>Población: Infinitos arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio</p> <p>Muestra: 10 arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio por cada marca establecida</p> <p>Muestreo: No probabilístico, por conveniencia</p>	<p>La técnica a ser empleada en esta investigación será la observación, individual, de laboratorio; el instrumento a ser empleado será una ficha de observación Ad-hoc, elaborada por el investigador y debidamente validado, para los fines específicos del estudio.</p>
	<p>Problemas Específicos:</p> <ul style="list-style-type: none"> • ¿Cuál es la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio en la carga-deflexión a 2 mm en el estudio in-vitro? • ¿Cuál es la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio en la carga-deflexión a 3 mm en el estudio in-vitro? • ¿Cuál es la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio en la carga-deflexión a 4 mm en el estudio in-vitro? 	<p>Objetivos Específicos:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Establecer la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio en la carga-deflexión a 2 mm en el estudio in-vitro. • Identificar la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio en la carga-deflexión a 3 mm en el estudio in-vitro. • Determinar la diferencia del efecto de las tres diferentes marcas de arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio en la carga-deflexión a 4 mm en el estudio in-vitro. 	<p>Hipótesis Específicas:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio presenta diferencia significativa con respecto a la carga-deflexión a 2 mm en el estudio in-vitro. • Las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio presenta diferencia significativa con respecto a la carga-deflexión a 3 mm en el estudio in-vitro. • Las tres diferentes marcas de los arcos ortodónticos 0.014” de níquel-titanio presenta diferencia significativa con respecto a la carga-deflexión a 4 mm en el estudio in-vitro. 	<p>Variable Dependiente</p> <p>b) Relación Carga-Deflexión.</p>	<p>Física:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Fuerza Aplicada • Deformación Elástica • Deformación Plástica 	<p>SECUENCIA TEMPORAL: Longitudinal</p> <p>TEMPORALIDAD: Prospectivo</p> <p>ASIGNACIÓN DE FACTORES: Experimental</p> <p>FINALIDAD: Analítico</p> <p>DISEÑO ESPECÍFICO: Experimental. In-vitro</p> <p>NIVEL: Aplicado</p>		