



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
ESCUELA DE POSTGRADO

**EVALUACIÓN DE LA TENSIÓN,
COMPRESIÓN Y DESPLAZAMIENTO
DE LA PRIMERA MOLAR INFERIOR
SEGÚN MAGNITUD DE FUERZAS Y
PREAMBIVACIÓN DEL ANSA SHOE
HORN DURANTE LA PROTRACCIÓN.
MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.**

Tesis para optar el Grado de Maestro en
Ortodoncia

Aldo Rafael Quiñe Angeles

Lima – Perú

2018

ASESOR PRINCIPAL

Dr. Mg. Esp. CD. Abraham Meneses López

Departamento Académico del Niño y Adolescente.

COASESOR

Mg. Esp. CD. Carlos Yuri Liñán Durán

Departamento Académico del Niño y Adolescente.

JURADO EXAMINADOR

Presidente : Orlando Tuesta da Cruz

Secretario : María del Rocío Lu Chang Say

Miembro : Leyla Delgado Cotrina

FECHA DE SUSTENTACIÓN : 20 de abril del 2018

CALIFICATIVO : Aprobado

DEDICATORIA

A mis padres, Esperanza y Víctor, por todo el apoyo y los sacrificios que hicieron para que mis hermanos y yo alcanzáramos nuestras metas.

A mis hermanos: María Elena, Juan Manuel, Piero y Mauricio; quienes siempre están conmigo apoyándome.

A Andrea, por su amor, porque me motiva y apoya siempre para alcanzar metas profesionales y personales.

AGRADECIMIENTOS

- Al Dr. Abraham Meneses, a quien aprecio y admiro mucho, buen amigo y que siempre tiene buenos consejos para dar, y además ayudó bastante en el desarrollo de la tesis.
- A Carlos Liñán, por su colaboración, muy buena predisposición y sus acertadas sugerencias para el desarrollo del trabajo.
- A mis maestros, Freddie Williams, Manuel Adriazola, Abraham Meneses, Orlado Tuesta y Marco Estrada quienes son mis modelos a seguir.
- A mis amigos Diana Becerra, Jorge Melgar, José Vidalón, Rosella Flores y Alexandra Camarena, por su apoyo y motivación.
- A los ingenieros Dr. Jorge Alencastre Miranda y Ernesto Verástegui Ñahuiz de la Pontificia Universidad Católica del Perú, y a los ingenieros Dr. Carlos Ojeda Díaz, Shayuri Lizano Borrero y Javier Céspedes Espinoza de la Universidad Privada de Piura, por sus contribuciones en la realización del presente trabajo.

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Propiedades de la malla del ansa	26
Tabla 2. Propiedades de la malla de la molar	27
Tabla 3. Los módulos para el modelamiento de las estructuras utilizadas en el estudio	29
Tabla 4. Evaluación del comportamiento de la tensión y compresión en la molar al utilizar el ansa Shoe Horn sin preactivación	33
Tabla 5. Evaluación del comportamiento de la tensión y compresión en la molar al utilizar el ansa Shoe Horn con preactivación	36
Tabla 6. Desplazamiento para una fuerza de 100 g	39
Tabla 7. Desplazamiento para una fuerza de 150 g	42
Tabla 8. Desplazamiento para una fuerza de 200 g	45

ÍNDICE DE GRÁFICOS

	Pág.
Gráfico 1. Tensión, compresión sin preactivación	34
Gráfico 2. Tensión, compresión con preactivación	37
Gráfico 3. Desplazamiento con 100 g de fuerza	40
Gráfico 4. Desplazamiento con 150 g de fuerza	43
Gráfico 5. Desplazamiento con 200 g de fuerza	46

ÍNDICE DE FIGURAS

- Figura 1.** Ansa Shoe Horn para protracción, sin preactivación
- Figura 2.** Ansa Shoe Horn para protracción, con preactivación
- Figura 3.** Modelamiento de la molar, tubo, ligamento periodontal y hueso alveolar
- Figura 4.** Modelamiento del ansa Shoe Horn
- Figura 5.** Zonas de evaluación para medir el desplazamiento
- Figura 6.** Ejes utilizados para la evaluación del desplazamiento
- Figura 7.** Evaluación de la tensión y compresión sin preactivación
- Figura 8.** Evaluación de la tensión y compresión sin preactivación
- Figura 9.** Desplazamiento de la molar al aplicar 100 g de fuerza, con preactivación y sin preactivación

LISTA DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS

EBD	:	Evidence-based dentistry (Odontología basada en evidencia).
mm	:	milímetros
MPa	:	Megapascales
g	:	gramos
DICOM	:	Digital Imaging and Communication in Medicine
TMA	:	Titanium Molybdenum alloy

ÍNDICE DE CONTENIDOS

	Pág.
I. INTRODUCCIÓN	1
II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN	3
II.1 Planteamiento del problema	3
II.2 Justificación	3
III. MARCO REFERENCIAL	5
IV. OBJETIVOS	17
IV.1 Objetivo General	17
IV.2 Objetivos específicos	17
V. HIPÓTESIS	19
VI. MATERIALES Y MÉTODOS	20
VI.1 Diseño del estudio	20
VI.2 Unidad de estudio	20
VI.3 Variables	20
VI.4 Técnicas y procedimientos	22
VI.5 Plan de análisis	31
VI.6 Consideraciones éticas	31
VII. RESULTADOS	32
VIII. DISCUSIÓN	47
IX. CONCLUSIONES	54
X. RECOMENDACIONES	55
XI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	56
ANEXOS	59

RESUMEN

Objetivo: Evaluar la tensión, compresión y el desplazamiento de la primera molar inferior al variar las fuerzas del ansa Shoe Horn durante la protracción, con el método de elementos finitos

Materiales y métodos: Se utilizó un modelo tridimensional de la zona de la pieza 36, que se creó a partir de una tomografía cone beam, además se modelaron el ansa Shoe Horn y el tubo de la molar; en la simulación se comparó la tensión, compresión y el desplazamiento en la molar al utilizar dicha ansa con y sin preactivación y con variaciones en las fuerzas.

Resultados: Los valores máximos y mínimos de tensión y compresión fueron hallados a nivel de la zona en donde estuvo posicionado el tubo.

Respecto al desplazamiento se encontró una mejor tendencia de movimiento en el sentido mesio –distal y en la extrusión al utilizar el ansa Shoe Horn cuando se le realiza la preactivación; con preactivación y sin preactivación se encontraron rotaciones en sentido mesio-lingual.

Conclusiones: Se encontró mayor tensión y compresión en el caso con preactivación; sobre el desplazamiento, hubo una mejor tendencia de movimiento al utilizar el ansa Shoe Horn con preactivación.

PALABRAS CLAVE: Elementos finitos, ansa Shoe Horn, protracción molares.

ABSTRACT

Objective: Evaluate the tension, compression and displacement of the first lower molar by varying the strength levels of the Shoe Horn loop during protraction, with the finite element method.

Materials and methods: A three-dimensional model of the mandible of the piece 36 it was made from a cone beam computed tomography, in addition the Shoe Horn loop and the molar tube were modeled; the simulation was carried comparing the tension, compression and displacement in the molar when using the Shoe Horn loop with and without preactivation and with variations in the levels of forces.

Results: The maximum and minimum values of tension and compression were found at the level of the zone where the tube was positioned. Regarding the displacement, a better tendency of movement was found in the mesio-distal direction and in the extrusion when the Shoe Horn was used when the preactivation; With preactivation and without preactivation, rotations were found in the mesio-lingual direction.

Conclusions: Higher tension and compression were found in the case in which preactivation was performed; on the displacement, a better movement tendency can be observed when using the Shoe Horn loop with preactivation.

KEYWORDS: Finite elements, Shoe Horn loop, molar protraction.

I. INTRODUCCIÓN

La ortodoncia tiene como objetivos la estética y la función para conseguirlas, es necesario finalizar los tratamientos ortodónticos con las piezas dentarias en adecuadas posiciones y relaciones; ya sea en estática (relación molar, relación canina, over jet, over bite, etc.) así como en dinámica (guía anterior, guías caninas, oclusión mutuamente protegida) ¹.

Es frecuente encontrar pacientes que por diferentes razones presentan pérdida de piezas posteriores: caries, piezas tratadas endodónticamente con mal pronóstico, enfermedad periodontal ², además hay situaciones en donde es necesario extraer piezas como parte de los tratamientos ortodónticos; por lo que se requiere cerrar los espacios a expensas de la protracción de piezas posteriores ³.

Son varios los métodos descritos para realizar este tipo de cierre de espacio, los cuales se pueden dividir en mecánicas friccionantes y mecánicas no friccionantes ⁴, éstas últimas se realizan mediante el uso de ansas; una de ellas el Shoe Horn ha sido utilizada con éxito a nivel clínico y se enseña en importantes cursos que se dictan alrededor del mundo; su debilidad es no tener una base teórico-científica que la soporte.

Los estudios con elementos finitos se realizan con simulaciones hechas en computadoras, en ortodoncia nos permiten observar el efecto de las fuerzas ortodónticas sobre las piezas dentarias y sus tejidos circundantes; pudiendo

hacer una evaluación en los 3 planos del espacio; por lo que en el presente estudio se busca evaluar la tensión, compresión y desplazamiento de la primera molar inferior según magnitud de fuerzas y preactivación del ansa Shoe Horn durante la protracción con el método de elementos finitos.

II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

II.1 Planteamiento del Problema

"La odontología basada en evidencia (EBD) es la orientación de tratamiento para la salud oral, la cual se basa en la fusión de la evidencia científica encontrada la cual es relevante para la clínica relacionada a las condiciones que presentan los pacientes, unida con la destreza clínica del dentista y las necesidades que pudiera tener el paciente y preferencias del mismo ⁵ "

El ansa Shoe Horn ha tenido un desarrollo basado en la práctica clínica y a pesar de su buen funcionamiento, en la literatura no se encuentra información que describa su comportamiento mecánico, sólo podemos encontrar reportes de casos clínicos aislados.

Por lo que se busca conocer ¿cómo se expresan la tensión, compresión y el desplazamiento de la primera molar inferior según magnitud de fuerzas y preactivación del ansa Shoe Horn durante la protracción con el método de elementos finitos?

II.2 Justificación

La información que se tiene sobre esta ansa es poca, la que hay se encuentran a nivel de reportes de casos, opiniones y editoriales.

Esta ansa es parte de los contenidos del curso de la Fundación Tweed, en Arizona desde el año 1941, y se ha dictado ininterrumpidamente hasta la actualidad salvo entre los años 1943 - 1945 por la 2ª guerra mundial. En el primer curso se tuvo la participación de 36 Dres⁶, en la actualidad cada curso cuenta con participación de más de 100 alumnos y se dicta 2 veces al año; además la filosofía de este curso se enseña en prestigiosas universidades del mundo; he ahí la importancia desde el punto de vista teórico del estudio del ansa Shoe Horn.

Desde la perspectiva clínica esta ansa se puede utilizar para solucionar el problema de pérdida prematura de piezas dentarias; ya sea que estas pérdidas se deban al poco acceso a la educación, lo cual es un reflejo del bajo nivel de importancia que se tiene por la salud bucal, por problemas de acceso a los servicios de salud o por deficiencias propias del sistema de salud (a nivel preventivo, interceptivo); además se puede utilizar como alternativa al manejo protésico convencional, que implica el desgaste de piezas dentarias sanas⁷ o al manejo con implantes de los cuales su éxito no está garantizado al 100%⁸, además debido a los buenos resultados que se obtienen con esta ansa, es usada en tratamientos de los pacientes que se tratan en el área de ortodoncia de la Universidad Peruana Cayetana Heredia, por estas razones es que es importante darle un sustento científico.

III. MARCO REFERENCIAL

Hay una serie de causas y situaciones por las que los pacientes presentan pérdida de piezas dentarias posteriores:

- Pérdida de dientes permanentes por caries.²
- En extracción de dientes con pronóstico dudoso (luego de tratamiento endodónticos, periodontales).²
- Pacientes que no desean rehabilitación con prótesis.
- Cierre con presencia de espacios debido a agenesias de premolares.²
- Camuflaje en maloclusiones Clase II división 1.³

La pérdida de piezas dentarias van a traer una serie de consecuencias en el sistema estomatognático, entre ellas podemos encontrar⁹:

- Inclinación mesial de la 2° y 3° molar
- Inclinación distal de premolares
- Extrusión de molares maxilares
- Alteración gingival
- Defecto óseo mesial de la molar inclinada
- Impactación de alimentos
- Colapso posterior de mordida

Entre las indicaciones del tratamiento de mesialización de molares, podemos encontrar²:

- Cierre de espacios edéntulos correspondientes a pérdida de dientes permanentes.

- Pacientes que no desean rehabilitación con prótesis por pérdida de piezas dentarias.
- Cierre de espacios debido a agenesias. (especialmente premolares).
- Cuando se desea conservar el perfil.
- En extracción de dientes con pronóstico dudoso.
- Camuflaje ortodóntico.

El cierre de espacios a expensas de la protracción de molares, es un aspecto particularmente importante del tratamiento ortodóntico. Debido a los principios biomecánicos que se deben de considerar por las grandes distancias de movimiento que implican, las características técnicas del aparato, la forma del resorte o del ansa, interacciones bracket-alambre y el tipo de fuerzas, todas son consideraciones importantes para el tratamiento. Sin embargo, comprender la base biomecánica del cierre del espacio conduce a una mejor capacidad para determinar opciones del tratamiento, anclaje y la prognosis de diferentes alternativas y decidir sobre los ajustes específicos que pueden mejorar el resultado del tratamiento.¹⁰

El cierre de espacios debe estar basado en un cuidadoso diagnóstico y plan de tratamiento, acorde a las necesidades propias de cada uno de los pacientes, sin importar la técnica utilizada, los espacios pueden ser cerrados de 3 maneras:¹¹

- a. Retracción de los dientes anteriores (máximo anclaje)
- b. Protracción (movimiento hacia mesial) de los dientes posteriores (mínimo anclaje)
- c. Una combinación de ambas (anclaje moderado)

En las mecánicas para cerrar de espacios tenemos: con fricción y sin fricción.

Cierre de espacios con fricción

Este cierre de espacios se realiza con técnicas por deslizamiento, utilizando alambres rectangulares de grueso calibre, que sirven como guía o riel y con cadenas elásticas o resortes térmicos para aplicar la fuerza necesaria para el cierre.¹²

Cierre de espacios sin fricción

Para este tipo de cierre de espacios se utilizan ansas confeccionadas con alambres rectangulares de calibres gruesos de 0,017 x 0025", 0,018 x 0025" ó de 0,019 x 0025" ya sean de acero oxidable o TMA, y con preactivaciones definidas, las cuales nos va a permitir mejorar la eficacia y posibilidad mecánica de tener el control de la inclinación de los dientes, del anclaje y de la dirección del movimiento.¹²

La protracción de las molares es un procedimiento complejo de realizar, la cual nos puede traer complicaciones como: pérdida de anclaje a nivel de las piezas anteriores, inclinación y rotación de molares hasta la pérdida de hueso alveolar.

Otras complicaciones frecuentes son: inclinación lingual de los dientes anteriores y con esto un movimiento mínimo de las molares debido a sus raíces grandes, esto aumentará en overjet y el overbite cuando la protracción es en la arcada inferior, y cuando se realizan de manera asimétrica podría alterar la línea media.¹³

Con el cierre asimétrico de espacios se producen fuerzas verticales. Éstas causan desplazamiento dental, intrusión o extrusión las cuales no son deseados. Dichas fuerzas verticales también podrían producir efectos indeseados en el plano vestibulo lingual (tercer orden).¹³

Cuando los espacios se cerraron a un índice mayor de 1,5mm por mes, se observó una reducción del control de la torsión; resultó difícil recuperar la torsión perdida, además el movimiento mesial rápido de los molares parece que permitió que los caninos se extruyeran, lo que originó interferencias funcionales.¹³

Los objetivos que se buscan conseguir al mesializar los molares son:

- a. Controlar inclinación axial de los dientes anteriores y posteriores con dobleces preactivaciones.
- b. Controlar las rotaciones y amplitud de los arcos durante el cierre con dobleces antirrotacionales.
- c. Producir respuesta biológica adecuada con fuerzas bajas.
- d. Utilizar mecánicas que no dependan de colaboración del paciente

Para conseguir estos objetivos se deben de tener una serie de consideraciones:

El valor de anclaje de una pieza dentaria se puede considerar en relación a su superficie radicular (aproximadamente). Las primeras molares tienen el valor de las superficies equivalentes al canino y dos incisivos.

Tamaño y forma radicular, se debe considerar el volumen radicular al cual se enfrenta al movimiento de protracción de la molar en el sentido sagital. ¹⁴

Otro factor importante son las características del hueso en la zona edéntula, luego de un tiempo de extraída una pieza dentaria se puede encontrar pérdida de hueso en la zona del reborde alveolar, para ello se han realizado clasificaciones para poder realizar el tratamiento más adecuado. Seibert en el año 1983 realizó una de estas clasificaciones. ¹⁵

Defectos de clase I: se encuentra pérdida de tejidos en sentido bucolingual y con dimensiones apicocoronales conservadas.

Defectos de clase II: se encuentra pérdida de tejidos en sentido apicocoronal y unas dimensiones bucolinguales conservadas.

Defectos de clase III: se encuentra pérdida de tejidos en sentido apicocoronal y bucolingual.

Wang señala que la clasificación de Seibert puede subdividir en otras categorías teniendo en cuenta las dimensiones de estos defectos, lo que podría resultar muy útil al momento de elegir el tratamiento y de esta manera conseguir resultados predecibles.

De la misma manera surgió la clasificación HVC que es una modificación del sistema de clasificación de Seibert, en la que se conservan las tres categorías principales pero hacen una simplificación en la terminología: esos defectos de clase I, II y III los denomina horizontales (H), verticales (V) y defectos combinados (C). Cada una de estas categorías se subdividen según su tamaño en: defectos pequeños

(s) que son menores o iguales a 3mm, medios (m) que van de 4 a 6mm)y grandes (l), que son mayores e iguales a 7 mm .¹⁶

Otro factor a considerar es el tipo de hueso: cortical y el medular.

- El movimiento de torque está restringido a las tablas vestibulares y linguales. Si se llevan las raíces contra estas superficies, se limita el movimiento de la pieza dentaria y se corre el riesgo de que se produzcan reabsorciones radiculares, hasta incluso la perforación del hueso cortical.
- El hueso cortical es más resistente al proceso de reabsorción ósea , por lo que el movimiento dentario se hace más lento. Hay autores que proponen realizar torque a los dientes posteriores hacia la zona de la cortical, para usarlo a manera de anclaje de la zona posterior al momento de retracción de la zona anterior, hay muchas dudas si esta técnica refuerce de manera considerable el anclaje, lo que sí podría producir son reabsorciones radiculares.¹⁴
- Una área densa de hueso cortical puede limitar de manera significativa el movimiento dentario. Esta situación se presenta con frecuencia en la zona edéntula de adultos quienes hayan sufrido la pérdida de piezas dentarias de muchos años de data, por lo que complica el cierre de espacios de esa zona, debido a que los movimientos dentarios se limitan a su mínima expresión al entrar las raíces en contacto con la zona del hueso cortical de este reborde reabsorbido.¹⁴
- La pérdida de un diente por mucho tiempo puede dejar un reborde alveolar delgado, y para algunos autores esto es una contraindicación para el movimiento.¹⁴

- Graber sugiere verticalizar las segundas molares y optar por un tratamiento rehabilitador, en los casos de pérdida severa de hueso. ¹⁴
- Kessler; refiere que no es conveniente mesializar la segunda molar debido a que sus raíces son más anchas que el espacio edéntulo adyacente y puede haber pérdida de soporte óseo. ¹⁴

Es importante evaluar la calidad y cantidad de gíngiva, puede ocurrir la recesión secundaria en la superficie vestibular de la raíz mesiovestibular del segundo molar inferior. Los factores que probablemente, están relacionados son:

- a) La presencia de una dehiscencia subyacente en el hueso sobre la raíz mesiovestibular del molar. Si una dehiscencia estuviese presente, es probable que ocurra una recesión durante el cierre de espacio
- b) El tipo y cantidad de tejido gingival que está presente en cada paciente. Si un paciente presenta un biotipo de tejido espeso, entonces esto podría ofrecer protección al diente, previniendo la recesión. Sin embargo, si el paciente tiene una zona estrecha de gíngiva y un biotipo de tejido delgado, la recesión es más probable durante el cierre de espacio. Lo más seguro es evaluar la presencia de por lo menos 2mm de gíngiva queratinizada en vestibular de la raíz mesial. ²

Diferentes autores coinciden con los niveles de fuerzas fisiológicas para la mesialización de molares ¹⁷, En un rango de 100 a 200 g . ^{12,17}

Otro factor a evaluar es la musculatura del paciente esto relacionado al biotipo facial, la implantación de las piezas dentarias es más resistente en pacientes que presentan una musculatura más fuerte que aquellos quienes tienen una musculatura laxa, por lo que los pacientes braquifaciales presentan una tendencia a tener un anclaje natural a diferencia de lo que presentan los pacientes dolicofaciales.

De forma típica, los espacios se cierran mejor en modelos de ángulo abierto, con musculatura suave que en patrones de ángulo cerrado. Es posible aumentar este ritmo de cierre, sobre todo en patrones de ángulo abierto. ¹³

El tiempo de tratamiento, debe ser el primer parámetro a ser evaluado, pues la protracción de molares prolonga el tiempo de tratamiento, aproximadamente 1 año, desde que todas las condiciones sean favorables. De acuerdo con Roberts *et al.* al realizar movimiento de las segundas y de terceras molares, con anclaje esquelético, la tasa de movimiento es de aproximadamente, 0,5mm al mes, que corresponde a una tasa lineal de reabsorción osteoclástica. De esta forma, es conveniente prever un plazo de tratamiento de, aproximadamente, 3 años para la finalización de los casos. ²

Ansa Shoe Horn

Esta ansa se coloca por distal de los brackets de las primeras premolares inferiores (Anexo 1, Figura 1) y se amarra al gancho del tubo de la molar por distal del ansa de cierre 1.5mm aproximadamente, además se le hace una preactivación de 10° para el control de la posición de la raíz y después de dos o tres activaciones del ansa las molares se moverán mesialmente cerrando el espacio de la extracción. ¹ (Anexo 2, Figura 2)

Elementos finitos en ortodoncia

El profesor Ray Clough trabajó en el Departamento de Ingeniería Civil de Berkeley, California. Fue quien en el año 1960 acuñó el término “Método de los Elementos Finitos”¹⁸

Este método está basado en la división de estructuras complejas en pequeñas secciones llamadas elementos. Este método se maneja con computadoras para poder hallar como es que se producen los desplazamientos, luego por medio de relaciones cinemáticas y constitutivas, se pueden hallar las deformaciones y tensiones¹⁸; este método ha sido ampliamente aplicado en investigación biomédica, con la ventaja de ser un método no invasivo que provee información cuantitativa detallada de las reacciones fisiológicas posibles que ocurren en los tejidos. Mediante la aplicación de los métodos de elementos finitos en ortodoncia se puede modelar y analizar cualquier material o las estructuras dentomaxilofaciales; además se puede anticipar la visualización de respuestas a través de la observación de las áreas de estrés creadas por la aplicación de mecánicas ortodónticas.¹⁹

Muchos estudios enfocados en evaluar fuerzas requieren el uso de animales vivos para pruebas en laboratorio por lo que es necesario pasar los filtros de los comités de ética de investigación en animales. Con el método de elementos finitos es posible anticipar las respuestas de los tejidos a las mecánicas ortodónticas aplicadas.¹⁹

Se presenta además como una alternativa a los estudios experimentales como los que utilizan modelos fotoelásticos, los cuales tienen como desventaja la exploración sólo de la superficie, sin considerar estructuras internas como el ligamento periodontal.¹⁹

El método de elementos finitos ha reformado la investigación biomecánica en ortodoncia, es una aproximación debido a que: las variables biológicas son diferentes

entre los individuos, además es un método no invasivo que provee información cuantitativa detallada de las reacciones fisiológicas posibles que ocurren en los tejidos, así como en el hueso alveolar y en el ligamento periodontal y; además nos da la posibilidad de estudiar una muestra homogénea mientras se controla todas las variables de estudio. ¹⁹

Silva R, Tonani E y Landre J, en el año 2006 ²⁰, evaluaron mediante el uso de elementos finitos la influencia del posicionamiento del ansa T para la retracción de caninos; el ansa fue confeccionada sin dobleces de pre activación y se alteró la posición del ansa. Obteniéndose un modelo en la ansa que está más cerca al canino, centralizada, y, más cerca a la molar. Encontraron en todos los modelos un componente de fuerza extrusiva; la magnitud de ésta fue menor para el diente más alejado del ansa, fueron encontradas rotaciones vestibular y lingual de la corona de los dientes que estaban más alejados del ansa hubo mayor tendencia a la rotación, hubo mayor tensión alrededor del canino en el cual el ansa se encontraba más cerca el ansa a la molar.

Nihara J, Nanda R, Uribe F y colaboradores ²¹, en el año 2015, buscaron determinar el sistema de fuerzas más adecuado para realizar la protracción de la molar, para esto utilizaron mini implantes y el cierre se realizó mediante la mecánica con deslizamiento; los sistemas de fuerzas fueron simulados a través de la variación de la posición en altura de los mini implantes y la variación del tamaño del gancho de la molar, esta evaluación la realizaron con el método de elementos finitos; encontraron que es más importante el tamaño del gancho (de 8 a 10 mm) de la molar que la posición en sentido vertical del mini implante para controlar la inclinación de la

molar, y al aplicar una fuerza por lingual de dicha pieza ayuda a controlar la tendencia a rotar de la molar.

Techalerpaisarn P et al ²², buscaron conocer el efecto de la posición del ansa Opus loop y modificaciones del ansa L en la variación de la carga deflexión, fuerzas y momento fuerzas, para esto utilizaron como referencia el ansa T, Las ansas L mostraron mayores valores de relación fuerza/tipo de movimiento cuando se colocaron cerca al centro, las ansas T alcanzaron momentos fuerzas máximos cuando se colocaron más cerca a los caninos. Las propiedades variaron según la configuración y posición de las ansas.

Xia Z et al ²³; buscaron conocer el momento fuerza ideal con el método de elementos finitos para la retracción de caninos con el ansa T, variando la angulaciones del ansa y la distancia interbracket, para esto utilizaron un grupo para evaluar la traslación y otro la inclinación controlada, cada grupo además tenían los modelos de estudio antes y después de cada retracción. La distancia interbracket pre y post tratamiento fueron registradas para evaluar los cambios; encontraron que las variaciones clínicas en la inclinación y angulación durante la distalización de caninos pueden estar afectadas por la carga del sistema, el momento fuerza inicial necesario fue menor al valor esperado, los pacientes deben de asistir estrictamente a sus controles y de esta manera prevenir los efectos negativos de los incrementos de los momentos fuerzas que se dan con el tiempo.

Rodrigues M, et al J ²⁴, buscaron evaluar la precisión del método de elementos finitos respecto a un ensayo experimental convencional través de la medición de la

fuerza y la torsión obtenida luego de la activación de ansas teardroops loops de 3 alturas diferentes; para esto trabajaron el ensayo mecánico con 3 grupos de 25 ansas, cada uno de dichos grupos tenían ansas de 6, 7 y de 8mm, los loops fueron sometidos a cargas de 0.5, 1,0 y 1.5 y 2.0 mm y las fuerzas y torque resultantes fueron registrados, para le evaluación con elementos finitos los loops fueron diseñados con el programa AutoCAD y la evaluación de los elementos finitos fueron realizados con el Ansys software; se encontró correlación de la simulación por computadora respecto al comportamiento mecánico de los teardroop loops de diferentes alturas, por lo que debe ser considerado una alternativa para el diseño de aparatos ortodónticos antes del tratamiento.

IV. OBJETIVOS

IV.1 Objetivo General

Evaluar la tensión, compresión y desplazamiento de la primera molar inferior según magnitud de fuerzas y preactivación del ansa Shoe Horn durante la protracción.

IV.2 Objetivos Específicos

1. Determinar el efecto de la tensión al utilizar el ansa Shoe Horn aplicando una fuerza de 100 g, con preactivación y sin preactivación en la primera molar inferior durante la protracción.
2. Determinar el efecto de la tensión al utilizar el ansa Shoe Horn aplicando una fuerza de 150 g, con preactivación y sin preactivación en la primera molar inferior durante la protracción.
3. Determinar el efecto de la tensión al utilizar el ansa Shoe Horn aplicando una fuerza de 200 g, con preactivación y sin preactivación en la primera molar inferior durante la protracción.
4. Determinar el efecto de la compresión al utilizar el ansa Shoe Horn aplicando una fuerza de 100 g, con preactivación y sin preactivación en la primera molar inferior durante la protracción.
5. Determinar el efecto de la compresión al utilizar el ansa Shoe Horn aplicando una fuerza de 150 g, con preactivación y sin preactivación en la primera molar inferior durante la protracción.

6. Determinar el efecto de la compresión al utilizar el ansa Shoe Horn aplicando una fuerza de 200 g, con preactivación y sin preactivación en la primera molar inferior durante la protracción.
7. Determinar el desplazamiento al utilizar el ansa Shoe Horn aplicando una fuerza de 100 g, con preactivación y sin preactivación en la primera molar inferior durante la protracción.
8. Determinar el desplazamiento al utilizar el ansa Shoe Horn aplicando una fuerza de 150 g, con preactivación y sin preactivación en la primera molar inferior durante la protracción.
9. Determinar el desplazamiento al utilizar el ansa Shoe Horn aplicando una fuerza de 200 g, con preactivación y sin preactivación en la primera molar inferior durante la protracción.

V. HIPÓTESIS

La variación en las magnitudes de fuerzas y la preactivación del ansa Shoe Horn producen cambios a nivel de la tensión, compresión y desplazamiento de la primera molar inferior durante la protracción.

VI. MATERIALES Y MÉTODOS

VI.1 Diseño del estudio

- Experimental
- *In Sílico*

VI.2 Unidad de estudio.

- Modelo Matemático

VI.3 Variables (Anexo 3)

VI.3.1 Variables Dependientes

a. Tensión

Definición conceptual: Esfuerzos producidos por la acción de fuerzas con el mismo sentido, que actúan en el mismo eje y que tienden a producir el alargamiento de las moléculas de la molar.

Definición operacional: Distribución de esfuerzos de tracción en una molar inferior luego de aplicar una fuerza para la protracción.

Indicador: Ansys 18.0 (Ansoft Products) para análisis de elementos finitos.

Tipo: Cuantitativa, Continua.

Escala de medición: Razón

Valores o categorías: Megapascales (MPa)

b. Compresión

Definición conceptual: Esfuerzos producidos por la acción de fuerzas con el mismo sentido, que actúan en el mismo eje y que tienden a producir el acortamiento de las moléculas de la molar.

Definición operacional: Distribución de esfuerzos de constricción en una molar inferior luego de aplicar una fuerza para la protracción.

Indicador: Ansys 18.0 (Ansoft Products) para análisis de elementos finitos.

Tipo: Cuantitativa, Continua.

Escala de medición: Razón.

Valores o categorías: Megapascales (MPa)

c. Desplazamiento

Definición conceptual: Cambio de posición de la pieza dentaria.

Definición operacional: Desplazamiento de la molar, moviéndose áreas de la corona y/o de la raíz.

Indicador: Ansys 18.0 (Ansoft Products) para análisis de elementos finitos.

Tipo: Cuantitativa, Continua.

Escala de medición: Razón

Valores o categorías: milímetros (mm).

VI.3.2 Variable Independiente

Magnitud de la fuerza

Definición conceptual: Carga que recibe un cuerpo capaz de producir cambios en el movimiento o en la estructura de un cuerpo.

Definición operacional: Carga que recibe la molar en cada simulación para protraer la molar.

Indicador: Ansys 18.0 (Ansoft Products) para análisis de elementos finitos.

Tipo: Cualitativa, Ordinal.

Escala de medición: politómica.

Valores o categorías: 100 g, 150 g, 200 g.

VI.3.3 Covariable

Preactivación

Definición conceptual: Acción de realizar un dobléz o pliegue.

Definición operacional: Doblez que se realiza previo a la activación de un dispositivo

Indicador: Ansys 18.0 (Ansoft Products) para análisis de elementos finitos.

Tipo: Cualitativa.

Escala de medición: dicotómica

Categoría: Sin activación, con activación.

VI.4 Técnicas y procedimientos

Se simuló con el método de elementos finitos la protracción de una primera molar inferior (pieza 36) hacia el espacio de la segunda premolar con el ansa Shoe Horn, la cual se confeccionó con alambre de acero inoxidable de 0.019x0.025”, sin preactivación y con preactivación (Anexo 1, Figura 1; Anexo 2, Figura 2) según los reportes de casos y la literatura que describen la técnica¹, dicha ansa se coloca por distal del área del bracket del primer premolar inferior (pieza 34).

Se usó una tomografía Cone Beam de un paciente, la cual forma parte de los exámenes auxiliares de rutina del área de ortodoncia de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, tomada con el equipo de marca Picasso Master (Corea), con haz cónico, que presenta una ventana de 20x19 cm, se guardó la confidencialidad respectiva y se devolvió al servicio de ortodoncia.

La creación de las estructuras se llevó a cabo en Departamento de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la Universidad Privada de Piura (campus Piura), la aplicación de propiedades, simulación y evaluación de los elementos finitos, se realizaron en la sección de Ingeniería Mecánica, departamento de Ingeniería de la Pontificia Universidad Católica del Perú.

A partir de la tomografía se obtuvieron las imágenes de las estructuras anatómicas en el formato DICOM en una computadora HP ENVY 17t TouchSmart Notebook, con procesador Intel® Core I7, con memoria Ram de 16 GB, de sistema operativo de 64 bits.

Para el procesamiento inicial de las imágenes se utilizó, el programa Mimics® (Materialise HQ, Technologielaan 15, 3001 Leuven Belgium).

Una vez generado el cuerpo en 3D, se seleccionó el área para segmentar. Se analizó un bloque del maxilar inferior que contenga la primera molar. Se llama a ésta primera etapa conformación de la máscara.

Luego con operaciones Booleanas, las cuales permiten combinar líneas, áreas y volúmenes ya creados²⁵, se limpiaron estructuras prolijamente hasta tener un buen

aspecto. Se usaron también las herramientas de segmentación para ayudar a suavizar las curvas de la máscara creada.

- **Thresholding:** Clasifica todos los píxeles dentro de un cierto rango de la escala de Hounsfield.
- **Region Grow:** elimina los **píxeles flotantes** de nuestra máscara.
- **Crop Mask:** ajustar los límites de nuestras máscaras.
- **Edit mask:** nos permite borrar partes de la máscara, además dibujar y reconstruir partes borradas.
- **Multiple Slice Edit:** nos facilita la edición de máscaras
- **Edit Mask in 3D:** podemos borrar una parte de la imagen 3D y este cambio se produce en la máscara (2D)

Las dimensiones finales de la molar fueron de:

Longitud: 20.74 mm

Altura de corona: 7.2 mm

Altura de raíz: 13.54 mm

Diámetro mesiodistal: 11.78 mm

Posteriormente, se realizó el modelamiento del tubo para la pieza 36 (prescripción estándar, GAC Susquehanna Commerce Center 221 West Philadelphia Street York, PA 17401), en el programa Mimics[®], utilizando las dimensiones propias del tubo.

Para la creación del ansa se obtuvieron imágenes de ella con el escáner marca Ricoh aficio SP 5200s PCL 6, la cual se confeccionó con alambre de acero 0.019”x0.025

(American Orthodontics 3524 Washington Ave, Sheboygan, WI 53081, EE. UU).

Luego se llevó al programa Mimics[®].

Las imágenes luego fueron exportadas al software SolidWorks 2016 S:P: 0.5 (Dassault System) para su modelación geométrica. Mediante los comando de “superficie” y “cosido de superficies” se genero el modelo geométrico final.

Se utilizó el programa Ansys 18.0 (Ansoft Products) ²⁵ para generar los modelos geométricos finalizados del ansa así como de la molar (Tablas 1 y 2); el cual es un programa de simulación para poder realizar la predicción de cómo reaccionará ciertas situaciones al simularlas por computadora.

Tabla 1. Propiedades de la malla del Ansa

Tipo de elemento	Hexaédrico
Número de nodos	28201
Número de elementos	5160

Tabla 2. Propiedades de la malla de la molar

Tipo de elemento	Tetraédrico
Número de nodos	173958
Número de elementos	95150

Luego el análisis de elementos finitos, de la siguiente manera:

- Aplicación de propiedades de los materiales y condiciones de frontera (Tabla 3).
- Aplicación de cargas
- Proceso computacional de solución
- Visualización de resultados

Tabla 3. Los módulos para el modelamiento de las estructuras utilizadas en el estudio

	Modulo de Young (MPa)	Coficiente de Poisson
Tubo de la molar	200 000	0.3 ²⁶
Ligamento periodontal	0.71	0.4 ²⁶
Molar	20 000	0.3 ²⁷
Hueso cortical	13 700	0.26 ²⁷
Hueso trabecular	1 370	0.31 ²⁷
Resina	11 721	0.21 ²⁸
Acero inoxidable	200 000	0.3 ²⁸

Se obtuvo el modelamiento matemático de la molar y de las estructuras anatómicas adyacentes para la simulación: ligamento periodontal, hueso alveolar (Anexo 4, figura 3) y tubo de la molar y también el modelamiento del ansa Shoe Horn (Anexo 5, figura 4).

Se evaluaron la tensión, las compresión y el desplazamiento que se producen al realizar las simulaciones por un periodo de tiempo de 1 segundo, producidos al protraer la pieza 36 al utilizar fuerzas de 100 g, 150 g y 200 g²¹ de activación con el ansa Shoe Horn sin preactivación y con una preactivación de 10°.

La zona anterior del ansa se consideró como un punto fijo ya que no se buscó en este estudio la influencia de la protracción en las piezas anteriores, que por lo general sirven como anclaje.

Para evaluar el desplazamiento se tomaron 3 puntos (Anexo 6, figura 5):

1: a nivel de la corona fuera de la zona del tubo

2: a nivel del ápice de la raíz mesial

3: a nivel del ápice de la raíz distal

Para la evaluación del desplazamiento se utilizaron los siguientes ejes (Anexo 7, figura 6):

Eje X:

Negativo: Distal

Positivo: Mesial

Eje Y:

Negativo vestibular

Positivo: lingual

Eje Z:

Negativo: intrusión

Positivo: Extrusión

VI.5 Plan de análisis

Se utilizó una computadora HP Intel Core i7 con Windows 8, mediante el software Excel 2017 -1, los datos fueron organizados en tablas descriptivas; al ser un estudio descriptivo no se requirió de estadística.

VI.6 Consideraciones éticas

El protocolo de investigación se envió al comité institucional de ética (CIE) de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, y se le otorgó la exoneración por tratarse de un estudio experimental in Sílico (Anexo 8).

VII. RESULTADOS

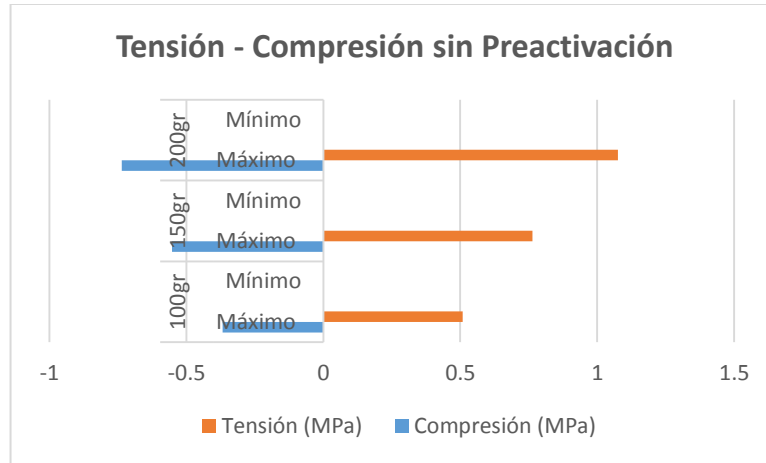
VII.1 Evaluación del comportamiento de la tensión y compresión en la molar al utilizar el ansa Shoe Horn sin preactivación (Tabla 4, gráfico 1)

Los valores máximos y mínimos de tensión y compresión al simular el comportamiento del ansa Shoe Horn sin preactivación fueron hallados a nivel de la zona del tubo de la molar; para una fuerza de 100 gr el valor máximo de compresión fue de -0.368 MPa y el máximo de tensión fue de 0.5088 MPa, los valores mínimos de de tensión y de compresión fueron de cero; para una fuerza de 150 gr el valor máximo de compresión fue de -0.552 MPa y el máximo de tensión fue de 0.7632 MPa, los valores mínimos de de tensión y de compresión fueron de cero; para una fuerza de 200 gr el valor máximo de compresión fue de -0.736 MPa y el máximo de tensión fue de 1.076 MPa, los valores mínimos de de tensión y de compresión fueron cero. (Anexo 9, figura 7)

Tabla 4. Evaluación del comportamiento de la tensión y compresión en la molar al utilizar el ansa Shoe Horn sin preactivación

	100 gr		150 gr		200 gr	
Sin preactivación	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo
Compresión (MPa)	-0.368	0	-0.552	0	-0.736	0
Tensión (MPa)	0.5088	0	0.7632	0	1.076	0

Gráfico 1. Tensión , compresión sin preactivación



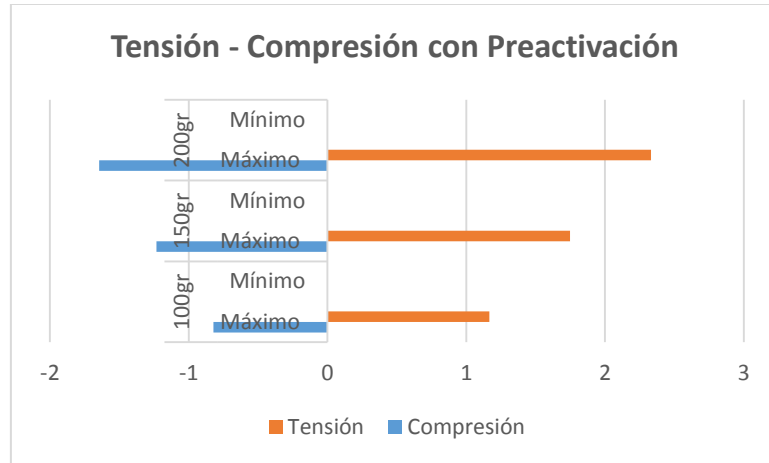
VII.2 Evaluación del comportamiento de la tensión y compresión en la molar al utilizar el ansa Shoe Horn con preactivación (Tabla 5, gráfico 2)

Los valores máximos y mínimos de tensión y compresión al simular el comportamiento del ansa Shoe Horn con preactivación fueron hallados en la zona del tubo de la molar, para una fuerza de 100 gr el valor máximo de compresión fue de -0,82176 MPa y el máximo de tensión fue de 1.1657 MPa, los valores mínimos de de tensión y de compresión fueron de cero; para una fuerza de 150 gr el valor máximo de compresión fue de -1.2332 MPa y el máximo de tensión fue de 1.749 MPa, los valores mínimos de de tensión y de compresión fueron cero; para una fuerza de 200 gr el valor máximo de compresión fue de -1.6443 MPa y el máximo de tensión fue de 2.332 MPa, los valores mínimos de tensión y de compresión fueron cero. (Anexo 10, figura 8)

Tabla 5. Evaluación del comportamiento de la tensión y compresión en la molar al utilizar el ansa Shoe Horn con preactivación

	100 gr		150 gr		200 gr	
Con preactivación	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo
Compresión (MPa)	-0.82176	0	-1.2332	0	-1.6443	0
Tensión (MPa)	1.1657	0	1.749	0	2.332	0

Gráfico 2. Tensión , compresión con preactivación



VII.3 Evaluación del desplazamiento

Para una fuerza de 100 g (Tabla 6, gráfico 3) (Anexo 11, figura 9)

EJE X (mesio – distal):

Sin preactivación: movimiento hacia mesial de corona de +0.003 mm, a distal de la raíz a mesial de -0.0009 mm y a distal de la raíz distal: -0.001 mm; con preactivación: movimientos hacia mesial de corona de +0.0017 mm, de la raíz mesial de +0.0009 mm y de la raíz distal de +0.0009 mm.

EJE Y (vestíbulo – lingual):

Sin preactivación: movimiento hacia vestibular de la corona de -0.0016 mm, a lingual de raíz mesial: +0.0011mm y a vestibular de la raíz distal: -0.0013 mm; con preactivación: un movimiento hacia vestibular de corona de -0.0015 mm, a lingual de raíz mesial de +0.0012 mm y a vestibular de la raíz distal: -0.0014 mm.

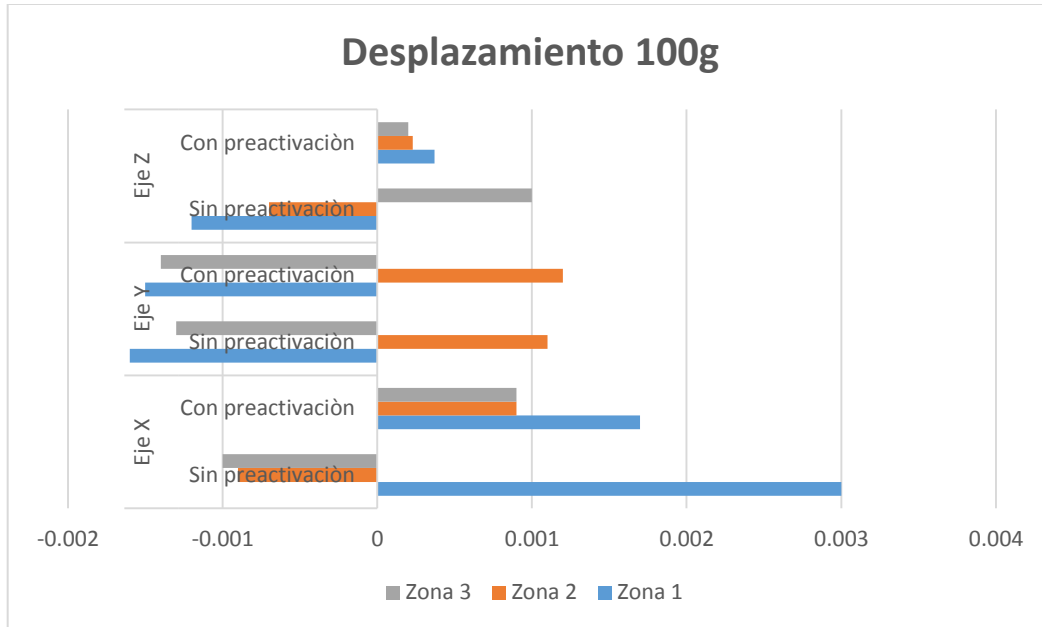
EJE Z (extrusión – intrusión):

Sin preactivación: movimientos de intrusión de la corona de -0.0012 mm y de la raíz mesial de -0.0007 mm y de extrusión de la raíz distal de +0.001 mm; Con preactivación: movimientos de extrusión de la corona de +0.00037mm, de la raíz mesial de +0.00023 mm y de la raíz distal de +0.0002 mm.

Tabla 6. Desplazamiento para una fuerza de 100 g

100 g	Eje X		Eje Y		Eje Z	
	Sin preactivación	Con preactivación	Sin preactivación	Con preactivación	Sin preactivación	Con preactivación
Zona 1	0.003	0.0017	-0.0016	-0.0015	-0.0012	0.00037
Zona 2	-0.0009	0.0009	0.0011	0.0012	-0.0007	0.00023
Zona 3	-0.001	0.0009	-0.0013	-0.0014	0.001	0.0002

Gráfico 3. Desplazamiento con 100 g de fuerza



Para una fuerza de 150 g (Tabla 7, gráfico 4)

EJE X (mesio – distal):

Sin preactivación: movimiento hacia mesial de corona de +0.0046 mm, a distal de raíz mesial de -0.0016 mm y a distal de la raíz distal: -0.0014 mm, Con preactivación: movimientos hacia mesial de corona de + 0.0026 mm, de raíz mesial de + 0.0013 mm y de la raíz distal + 0.0013 mm.

EJE Y (vestíbulo – lingual):

Sin preactivación: movimiento hacia vestibular de la corona de -0.00025 mm, a lingual de raíz mesial: +0.0016 mm y a vestibular de la raíz distal: -0.0020 mm Con preactivación: un movimiento hacia vestibular de corona de - 0.0023 mm, a lingual de raíz mesial: + 0.0015 mm y a vestibular de la raíz distal: - 0.0020 mm.

EJE Z (extrusión – intrusión):

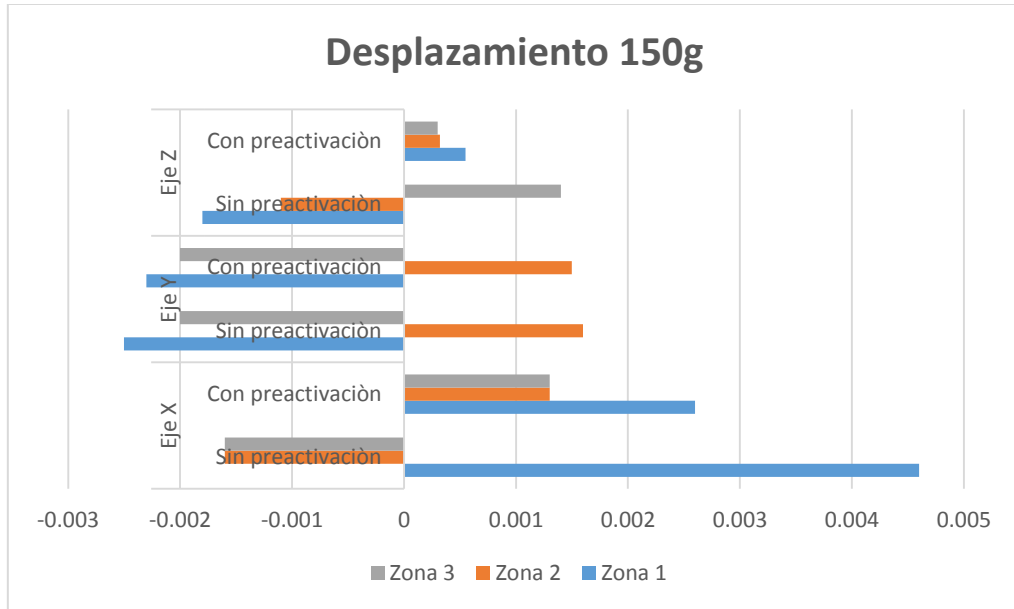
Sin preactivación: movimientos de intrusión de la corona de -0.00018 mm, y de la raíz mesial de - 0.0011mm y de extrusión de la raíz distal: + 0.0014 mm.

Con preactivación: movimientos de extrusión de la corona de +0.00055 mm, de la raíz mesial: +0.00032 mm y de la raíz distal de: +0.0003 mm.

Tabla 7. Desplazamiento para una fuerza de 150 g

150 g	Eje X		Eje Y		Eje Z	
	Sin preactivación	Con preactivación	Sin preactivación	Con preactivación	Sin preactivación	Con preactivación
Zona 1	0.0046	0.0026	-0.0025	-0.0023	-0.0018	0.00055
Zona 2	-0.0016	0.0013	0.0016	0.0015	-0.0011	0.00032
Zona 3	-0.0016	0.0013	-0.002	-0.002	0.0014	0.0003

Gráfico 4. Desplazamiento con 150 g de fuerza



Para una fuerza de 200 g (Tabla 8, gráfico 5)

EJE X (mesio – distal):

Sin preactivación: movimiento hacia mesial de corona de +0.006 mm, movimientos a distal de la raíz mesial de -0.002 mm y de la raíz distal de -0.0018 mm.

Con preactivación: movimientos hacia mesial de corona de + 0.0034 mm, de la raíz mesial de + 0.0015 mm y de la raíz distal: + 0.0018 mm.

EJE Y (vestíbulo – lingual):

Sin preactivación: un movimiento hacia vestibular de la corona de -0.0033 mm, a lingual de raíz mesial de +0.0023 mm y a vestibular de la raíz distal de -0.0025 mm.

Con preactivación: un movimiento hacia vestibular de la corona de - 0.0025 mm, un movimiento a lingual de raíz mesial de + 0.0020 mm y a vestibular de la raíz distal de - 0.0026 mm.

EJE Z (extrusión – intrusión):

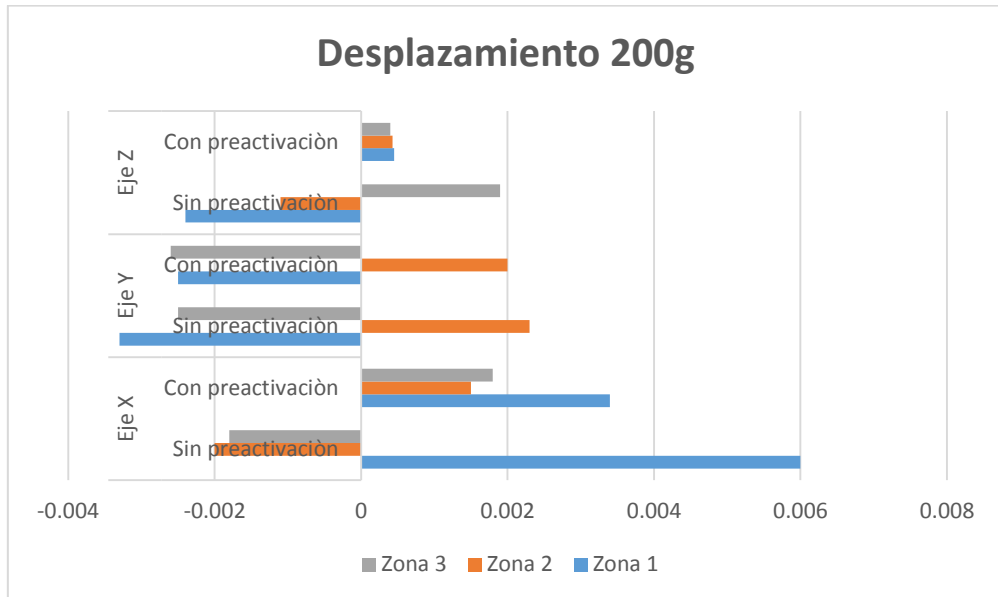
Sin preactivación: movimientos de intrusión de la corona de -0.0024 mm, de la raíz mesial de -0.0011 mm y de extrusión de la raíz distal de +0.0019 mm.

Con preactivación: movimientos de extrusión de la corona de +0.000045 mm, de la raíz mesial de + 0.00043 mm y de la raíz distal de + 0.0004 mm. (anexo 24, gráfico 5).

Tabla 8. Desplazamiento para una fuerza de 200 g

200 g	Eje X		Eje Y		Eje Z	
	Sin preactivación	Con preactivación	Sin preactivación	Con preactivación	Sin preactivación	Con preactivación
Zona 1	0.006	0.0034	-0.0033	-0.0025	-0.0024	0.00045
Zona 2	-0.002	0.0015	0.0023	0.002	-0.0011	0.00043
Zona 3	-0.0018	0.0018	-0.0025	-0.0026	0.0019	0.0004

Gráfico 5. Desplazamiento con 200 g de fuerza



VIII. DISCUSIÓN

La pérdida de piezas dentarias es una situación que se encuentra frecuentemente en pacientes adultos en nuestro país; una de las piezas más frecuentes en extraerse es la primera molar inferior²⁹.

Entre las alternativas de solución a este problema, se presenta el tratamiento protésico fijo, el cual puede ser: convencional lo que implica la rehabilitación con el uso de puentes o mediante el uso de implantes. Dicha rehabilitación protésica, no está garantizada, ni en su supervivencia en el tiempo, ni la ausencia de complicaciones^{30,31}.

Ante esto, el tratamiento de protracción ortodóntica de molares se presenta como una buena opción de tratamiento, ya que se pueden cerrar los espacios a expensas de mover la segunda y tercera molar hacia mesial, con resultados adecuados³².

Para el uso del ansa Shoe Horn se indica que ésta se debe preactivar para producir un movimiento más controlado de protracción, al comparar el efecto del ansa sin preactivación y con preactivación se pudo encontrar lo siguiente:

En el plano mesiodistal, en el caso sin preactivación hubo movimientos más incontrolados (cuando la corona tiene un sentido la raíz tiende a moverse en sentido opuesto), observándose que la corona se mueve hacia mesial y las raíces mesial y distal se inclinan hacia distal; a diferencia de cuando se realiza la preactivación que se observa un movimiento hacia mesial de la corona y de las raíces hacia mesial.

En el plano vestíbulo lingual, en ambos casos con y sin preactivación se encontró que la corona tiende a moverse a vestibular así como la raíz distal, mientras la raíz mesial se movió hacia lingual, produciéndose una rotación hacia mesiovestibular de la pieza dentaria.

Respecto a la extrusión: en el caso sin preactivación se observó intrusión de la corona y de la raíz mesial y extrusión de la raíz distal, por lo que presenta un movimiento incontrolado de la molar; en el caso con preactivación se observó un movimiento de extrusión de la corona y de las raíces mesial y distal (anexo 25, figuras 6; anexo 26, figura 7). Por lo que para el uso del ansa Shoe Horn se indica que ésta se debe de preactivar para producir un movimiento más controlado de protracción.

Los movimientos que se presentaron en las molares se vieron acentuados, conforme se aumentaron los niveles de fuerzas de 100, 150 y 200 g.

Se debe tener cuenta que al aumentar los niveles de fuerzas sin realizar la preactivación la molar aumentó la inclinación incontrolada en el plano mesiodistal, a nivel de rotación y extrusión.

Al realizar la preactivación al aumentar los niveles de fuerzas se producirá un mayor movimiento en el sentido mesiodistal, pero traerá como consecuencia una mayor rotación y extrusión de la misma, lo cual puede producir contactos prematuros.

Nihihara et al ²¹ evaluaron varios sistemas de fuerzas para protraer molares; utilizaron una mecánica friccionante con ganchos a diferentes alturas a nivel del tubo

de la molar y colocando minitornillos con variaciones de alturas, buscando el sistema que produzca menos inclinación al realizar la protracción de la molar. Encontró en casi todos los sistemas que la molar tiene un movimiento de la corona hacia mesial y de las raíces hacia distal, también se observa una tendencia de rotación y de lingualización de la molar, dichos resultados son similares a lo hallado en la presente investigación cuando se utiliza el ansa Shoe Horn sin preactivación.²¹

El movimiento en cuerpo entero (traslación) se consiguió al utilizar un gancho en el tubo de la molar de 8 mm de altura, lo cual resulta ser difícil de manejar clínicamente por la cercanía al fondo de surco y los tejidos blandos adyacentes.

También evaluaron el efecto de aplicar fuerzas por lingual, al aumentar dicha fuerza disminuyó la tendencia a la rotación, pero conforme aumenta la fuerza por lingual aumentaba la inclinación mesiodistal de la molar.

Una mecánica muy utilizada para el cierre de espacios es la friccional³³ que es relativamente simple, debido a lo fácil de su manejo, los espacios son cerrados con el uso de cadenas elastómericas o resortes para que los brackets se deslicen a través del alambre.³⁴ Sin embargo, la eficiencia de esta manera de cerrar espacios puede verse afectada por la misma fricción. Clínicamente, son varios los factores que pueden aumentarla, algunos de ellos son: el tamaño de la ranura del bracket, la composición del bracket, la distancia interbracket, el calibre del alambre, el material del alambre, el método de ligado, pudiendo éstos aumentar la fricción y como consecuencia llevarnos a una pérdida de anclaje.³⁴

Además, las fuerzas en la mayor parte de los casos, éstas pasan por fuera del centro de resistencia de la pieza dentaria lo que va a conllevar a que dicho cierre de espacios se realice con inclinaciones de dichas piezas que no necesariamente son deseadas, por lo que en muchos casos son necesarias compensaciones para evitar dichos efectos adversos.

La protracción de molares con el ansa Shoe Horn, es un método descrito en la filosofía de tratamiento Tweed,¹ es una mecánica no friccionante, lo que significa que utiliza ansas para el cierre de espacios, las cuales son dobleces en los alambres que al activarlos generan fuerzas. Estas ansas al preactivarlas producen momentos diferenciales (tendencias a la rotación)³⁵ en las piezas dentarias (según sea la zona activa o reactiva), pero no se tiene como objetivo que las fuerzas pasen a nivel del centro de resistencia de los dientes sino que a partir de los momentos que se producen por las preactivaciones y activaciones, se consiga el cierre de espacios con un movimiento ortodóntico controlado y predecible como consecuencia haya una mejora en la eficacia de los tratamientos.^{34, 36, 37}

Los valores máximos y mínimos de tensión y compresión fueron hallados a nivel de la zona en donde estuvo posicionado el tubo, esto se debe a que en esa zona recaen las fuerzas (de 100, 150 y 200 g respectivamente) de activación que se aplicaron; los valores mayores de compresión se hallaron a mesial del área del tubo y los valores máximos de tensión se encontraron a nivel distal del tubo; los valores mínimos de tensión y compresión fueron de cero debido a que la tensión y compresión se distribuyen en unas zonas más que en otras, encontrando los niveles más bajos (cero) en zonas neutras; se encontraron valores aumentados a nivel de la corona con la

preactivación ya que a esta zona se suman el efecto de la preactivación (momento) y la fuerza de activación, lo que luego se distribuye en la molar.

No hay un consenso respecto a la cantidad de fuerzas para aplicar en la protracción de molares, los niveles utilizados responden a hallazgos clínicos y a opiniones de autores^{9, 17}.

Los niveles de fuerzas son muy importantes en ortodoncia, ya que al aplicar niveles excesivos se produce la oclusión de los vasos sanguíneos y se interrumpe el fluido de la sangre, lo que traerá como consecuencia una necrosis aséptica a nivel del ligamento periodontal;¹⁴ por lo se requiere que células de otras zonas remodelan el hueso, que traerá como consecuencia una demora en el movimiento dental³⁸ y pérdida de los tejidos de soporte

El anclaje es el grado de resistencia al desplazamiento que ofrece cierta unidad anatómica cuando se realiza movimientos dentarios¹. El valor de anclaje de un diente se considera que equivale a su superficie radicular. La primera molar o la segunda molar tienen de manera aproximada la superficie equivalente a la que presentan un canino y dos incisivos juntos.¹⁴

Debido a que la protracción de molares es un procedimiento que presenta un alto riesgo de pérdida de anclaje²⁶ debe prestarse especial atención a éste; en caso de utilizar un anclaje convencional (dentario) se debe incluir la cantidad de piezas necesarias para contrarrestar la fuerza que se aplica para mover la molar sin que estas piezas de apoyo cambien las posiciones en las que se encuentran, por lo que los

niveles de fuerza deben ser adecuados para mantener el anclaje en la zona anterior³² así como para que dichas fuerzas produzcan el movimiento de la molar.

Zimmerman³⁹, evaluó con el método de elementos finitos el estrés a nivel de las miniplacas que sirvieron como anclaje para la protracción de la molar, encontrando mayor estrés a nivel del hueso cortical alrededor de los tornillos de dichas miniplacas.

Holberg et al²⁷, evaluaron el estrés al protraer molares a nivel de la zona de anclaje indirecto en premolares, los cuales estaban apoyados a un minimplante, encontraron que dicho manejo podría conllevar a un riesgo mayor de pérdida de anclaje en las piezas de apoyo (premolares). En el presente estudio se consideró la zona de anclaje para la protracción de la molar como un punto fijo.

Otro factor importante a considerar en la protracción de molares es el tipo de hueso; debemos procurar que las raíces no estén cerca al hueso cortical, debido a que éste tiene por característica resaltante ser denso y laminado con poco suministro sanguíneo; el cual es un factor muy importante para el movimiento de las piezas dentarias, debido a que dicho suministro tiene los elementos celulares que se encargan de la reabsorción y formación de hueso. Por lo que el movimiento dental en el hueso cortical es más lento.⁴⁰

El conocimiento de la biomecánica de los aparatos utilizados para realizar tratamientos ortodónticos nos van a permitir realizar mejores tratamientos, además tener precisión en los movimientos dentales,⁴¹ lo cual se puede ver reflejado como tratamientos más eficientes para los pacientes.

El método de elementos finitos se basa en la división de las estructuras en complejas secciones llamadas elementos a las cuales se les provee módulos de elasticidad para obtener una respuesta contra los estímulos externos tales como fuerzas. ²¹

Debido a las limitaciones éticas para realizar estudios que nos permitan evaluar los resultados de mecánicas de tratamiento, los estudios con elementos finitos nos permiten observar los resultados de las fuerzas ortodónticas sobre las piezas dentarias y los tejidos que los soportan ^{19, 24, 42, 43, 44} ; Ya que ellos nos sirven para simular diferentes sistemas de carga y nos permiten observar en imágenes lo que ocurre pudiendo hacer una evaluación en los 3 planos del espacio de cómo funcionan las fuerzas ortodónticas en los dientes y sus tejidos de soporte. ²¹

Sin embargo, los estudios con elementos finitos son importantes para tener una aproximación a las mecánicas de tratamiento, pero para comprender mejor el movimiento y la respuesta fisiológica se necesitan hacer estudios clínicos para evaluar el resultado de utilizar el ansa Shoe Horn para evaluar otros aspectos como: tendencias de rotación o sus efectos secundarios. ²¹

IX. CONCLUSIONES

1. Se encontró mayor tensión y compresión en la molar a nivel de la corona en la zona en donde estuvo ubicado el tubo.
2. Los niveles de tensión y compresión máximos se encontraron en la simulación en la que se realizó preactivación.
3. El utilizar el ansa Shoe Horn con preactivación produce un movimiento más controlado respecto a cuando no se realiza ésta.
4. Al aumentar la magnitud de la fuerza , los movimientos tienden a incrementarse.
5. El uso del ansa Shoe Horn es una buena alternativa para la protracción de molares debido a la predictibilidad de los resultados.

X. RECOMENDACIONES

- Se debe realizar más estudios para evaluar lo que ocurre en la zona de anclaje (dentario) y lo que ocurre al variar estructuras como el ligamento periodontal y el nivel de hueso alveolar.
- Este tipo de estudio es útil para entender lo que ocurre con la mecánica de tratamiento, pero se debe considerar que es una aproximación a ésta, por lo que se debe realizar estudios clínicos para corroborar los resultados.
- A partir de estudios clínicos se puede establecer protocolos adecuados de tratamiento.

XI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Graber T, Vanarsdall R, Vig K. Ortodoncia: Principios y técnicas actuales. 4ª edición. Elsevier España. 2006.
2. Janson M, Alcântara D. Mesialização de molares com ancoragem em mini-implantes. R Dental Press Ortodon. Ortop. Facial. 2008, set./out: 13 (5): 88-94.
3. Melo, M. Tratamento Ortodontico en pacientes clase II Div 1 con extracao de primeiros molares superiores. R. Clin. Ortodon. Dental Press. 2005; 5 (5): 60-70.
4. Nanda R. Biomecánica en ortodoncia clínica. Ed. Médica Panamericana. Argentina. 1998.
5. Turpin D. Putting the evidence first. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005 Oct; 128 (4):415.
6. tweedortho.com [Internet]. EEUU: The Charles tweed International Foundation. 2007 [actualizado 2017, citado 4 Jun 2017]. Disponible en: <http://www.tweedortho.com/about/tweedyears.asp>.
7. Pegoraro L. Prótesis Fija. Editora Artes Medicas. Brasil. 2001.
8. Chrcanovic B, Albrektsson T, Wennerberg A. Reasons for failures of oral implants J. Oral Rehabil. 2014 Jun; 41(6):443-76.
9. Chaea J, Kimb S. Running loop in unusual molar extraction treatment. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;(132):528-39.
10. Nanda R. R Biomecánica y Estética. Estrategias en Ortodoncia clínica. 1ª edición, AMOLCA. Colombia. 2007.
11. Nanda R. Tosun Y. Biomechanics in Orthodontics Principles and Practice. 1st Edition. Quitessence Publishing. China. 1997.
12. Bennett J, McLaughlin R, Trevisi H. Mecánica sistematizada del tratamiento ortodóntico. 1ed. Harcourt; España. 2002.
13. McLaughlin, Bennett y Trevisi. Mecanica sistematizada de tratamiento ortodóntico. Editorial Artes Médicas. Sao Paulo 2004.
14. Proffit, W. Contemporary orthodontics. 4a Edición. Mosby St. Louis. 2007.
15. Seibert JS. Reconstruction of deformed, partially edentulous ridges, using full thickness onlay grafts. Part I. Technique and wound healing. The Compendium of continuing education in dentistry. 1983 Sep-Oct;4(5): 437-53.
16. Kravitz N, Jolley T. Mandibular Molar Protraction with Temporary Anchorage Devices, J Clin Orthod. 2008 Jun;42(6):351-5.
17. Cacciafesta V, Bumann, Cho H, Graham J, Paquette D, Park H, Scheffler N. Roundtable: Skeletal anchorage Part 2. JCO. 2006; 43(6): 365-78.
18. Cantero M, Bravo J, Ruiz J. Informática Industrial. 3ª edición Universidad de Castilla – La Mancha. España. 1996.
19. Knop L. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. Dental Press J Orthod. 2015 Mar-Apr;20(2):119-25.
20. Silva R, Tonani E, Landre J . A influência do posicionamento ântero-posterior da alça T segmentada durante o movimento de retração inicial: uma avaliação pelo método dos elementos finitos. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2006, maio/jun: 11 (3): 41-54.

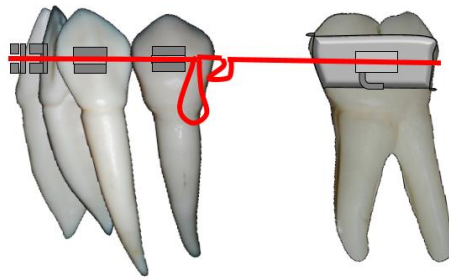
21. Nihara J, Gielo-Perczak K, Cardinal L, Saito I, Nanda R y Uribe F. Finite element analysis of mandibular molar protraction mechanics using miniscrews. *Eur J Orthod.* 2015 Feb;37(1):95-100.
22. Techalertpaisarn P, Versluis A. Mechanical properties of Opus closing loops, L-loops, and T-loops investigated with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;143:675-83.
23. Xia Z, Chen J, Jiangc F, Li S, Vecilli F y Liu S. Load system of segmental T-loops for canine retraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;144:548-56.
24. Rodrigues M, Duque N, Pereira J, Nelson C, Tirre M, Coelho G. Mechanical testing and finite element analysis of orthodontic teardrop loop. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 Feb; 133 (2):188.e9-13.
25. Ariza P. Método de los elementos finitos. Introducción a Ansys. 1ª reimpresión. Universidad de Sevilla. España 2004.
26. Kojima Y, Kawamura J, Fukui, H. Finite element analysis of the effect of force directions on tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012 Oct; 142 (4): 501–8.
27. Holberg C, Winterhalder P, Holberg N, Rudzki-Janson I, Wichelhaus A. Direct versus indirect loading of orthodontic miniscrew implants-an FEM analysis. *Clin Oral Investig.* 2013 Nov; 17 (8): 1821–7.
28. Largura L, Argenta M, Sakima M. Bone stress and strain after use of a miniplate for molar protraction and uprighting: a 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014;146:198-206.
29. Cano D. Determinación de piezas dentarias perdidas y brechas edéntulas a restaurar en una población adulta de trabajadores de una empresa petrolera de la provincia de Talara en el año 2009. [Tesis]. Peru. 2010.
30. De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L. The influence of gender and age on fixed prosthetic restoration longevity: an up to 18- to 20-year follow-up in an undergraduate clinic. *Int J Prosthodont.* 2007;20(6):579-586.
31. Simonis P, Dufour T, Tenenbaum H. Long-term implant survival and success: a 10-16-year follow-up of non-submerged dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(7):772-777.
32. Kim S. Mandibular molar protraction as an alternative treatment for edentulous spaces. *JADA* 2015;146(11):820-829.
33. Monini AC. Procedures adopted by orthodontists for space closure and anchorage control. *Dental Press J Orthod.* 2013 Nov-Dec;18(6):86-92.
34. Ribeiro G, Jacob H. Understanding the basis of space closure in Orthodontics for a more efficient orthodontic treatment. *Dental Press J Orthod.* 2016 Mar-Apr;21(2):115-25.
35. Marcotte M. Biomecánica en ortodoncia. Ediciones científicas y técnicas S.A. 1ª edición. España 1992.
36. Graber T. Orthodontics. Current Principles and Techniques. Sixth edition. Elsevier EEUU. 2017.
37. Vellini F. Ortodontia Clínica, Tratamento com Aparelhos Fixo. Artes Médicas 1ª edición 2013.
38. Varela Varela M. Ortodoncia Interdisciplinar. 1ª edición. Océano/ Ergon. España . 2013.

39. Zimmermann L. Bone stress and strain after use of a miniplate for molar protraction and uprighting: A 3-dimensional finite element analysis *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014; 146:198-206.
40. Ricketts R. Técnica Bioprogresiva de Ricketts. Ed Médica Panamericana. Buenos Aires, 1996.
41. Graber TM, Vanarsdall RL, editors. Orthodontics: current principles and techniques. 3rd ed. St Louis: Mosby; 2000. p. 259-92.
42. Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. Validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. *J Orthod* 2001;28:29-39.
43. Caballero G. Mandibular canine intrusion with the segmented arch technique: A finite element method study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2015;147:691-7.
44. Xia Z. Load system of segmental T-loops for canine retraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;144:548-56.

ANEXOS

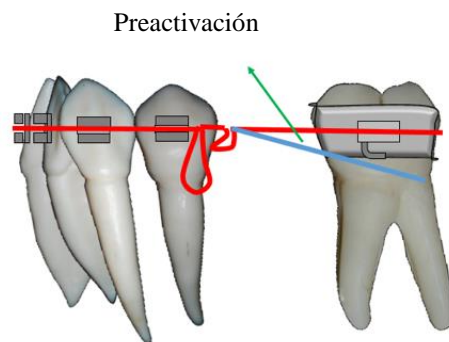
ANEXO 1

Figura 1. Ansa Shoe Horn para protracción, sin preactivación



ANEXO 2

Figura 2. Ansa Shoe Horn para protracción, con preactivación

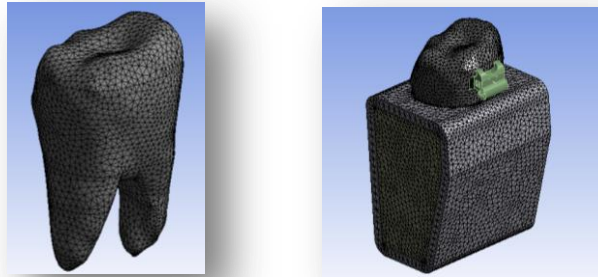


ANEXO 3:
Operacionalización de variables

Variables	Definición conceptual	Definición operativa	Indicador	Tipo	Escala de medición	Categorías
Tensión	Esfuerzos producidos por la acción de fuerzas con el mismo sentido, que actúan en el mismo eje y que tienden a producir el alargamiento de las moléculas de la molar.	Distribución de esfuerzos de tracción en una molar inferior luego de aplicar una fuerza para la protracción.	Ansys 18.0 (Ansoft Products) para análisis de elementos finitos	Cuantitativa Continua	Razón	Megapascuales (MPa)
Compresión	Esfuerzos producidos por la acción de fuerzas con el mismo sentido, que actúan en el mismo eje y que tienden a producir el acortamiento de las moléculas de la molar.	Distribución de esfuerzos de constricción en una molar inferior luego de aplicar una fuerza para la protracción.	Ansys 18.0 (Ansoft Products) para análisis de elementos finitos	Cuantitativa Continua	Razón	Megapascuales (MPa)
Desplazamiento	Cambio de posición de la pieza dentaria	Desplazamiento de la molar, moviéndose áreas de la corona y/o de la raíz	Ansys 18.0 (Ansoft Products) para análisis de elementos finitos	Cuantitativa Continua	Razón	Milímetros (mm)
Magnitud de fuerza	Carga que recibe un cuerpo capaz de producir cambios en el movimiento o en la estructura de un cuerpo.	Carga que recibe la molar en cada simulación para protraer la molar.	Ansys 18.0 (Ansoft Products) para análisis de elementos finitos	Cualitativa ordinal	Politómica	100 g 150 g 200 g
Preactivación (covariable)	Acción de realizar un doblez o pliegue	Dobleza que se realiza previo a la activación de un dispositivo	Ansys 18.0 (Ansoft Products) para análisis de elementos finitos	Cualitativa	Dicotómica	Sin activación Con activación

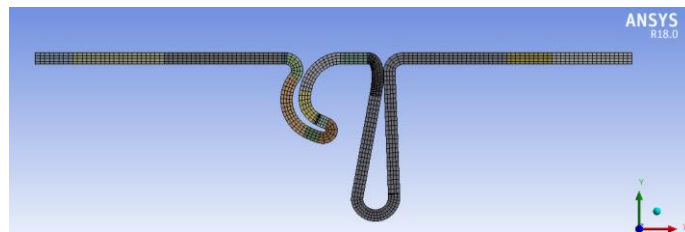
ANEXO 4

Figura 3. Modelamiento de la molar, tubo, ligamento periodontal y hueso alveolar.



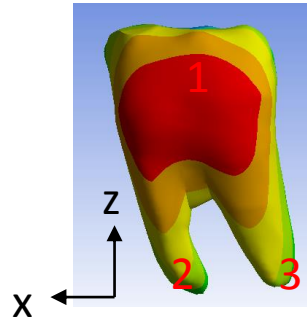
ANEXO 5

Figura 4. modelamiento del ansa Shoe Horn.



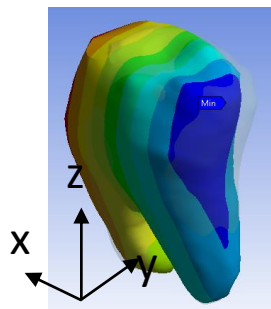
ANEXO 6

Figura 5. zonas de evaluación para medir el desplazamiento.



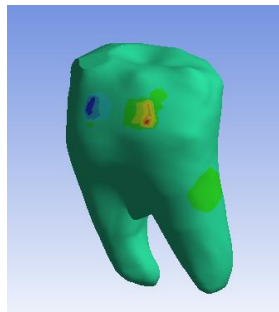
ANEXO 7

Figura 6. Ejes utilizados para medir el desplazamiento.



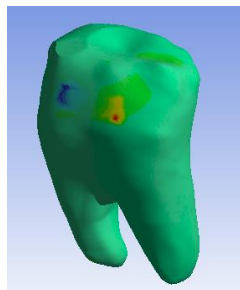
ANEXO 9

Figura 7. Evaluación del comportamiento de la tensión y compresión al utilizar el ansa Shoe Horn sin preactivación



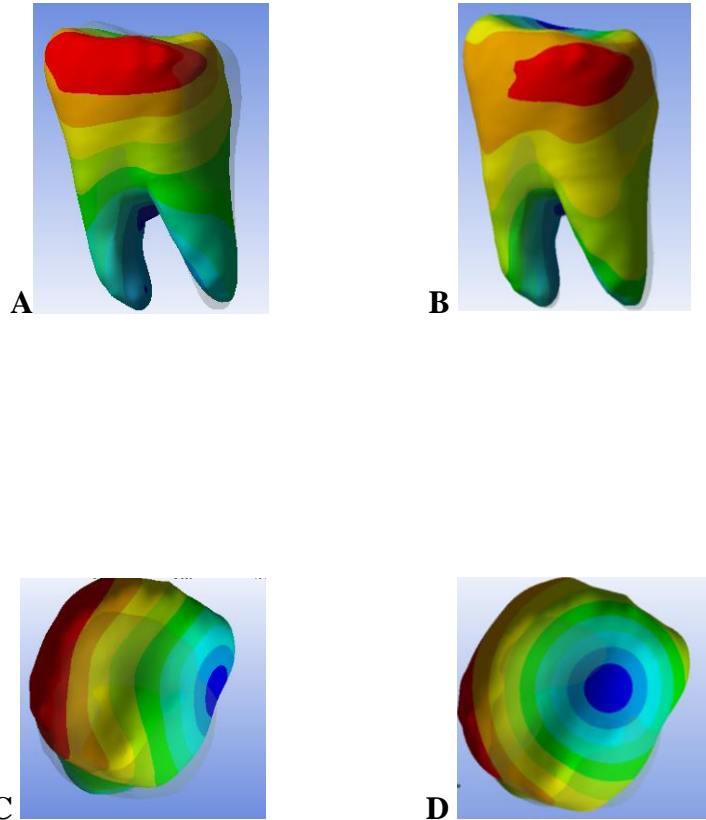
ANEXO 10

Figura 8. Evaluación del comportamiento de la tensión y compresión al utilizar el ansa Shoe Horn con preactivación



ANEXO 11

Figura 9. Desplazamiento de la molar al aplicar 100 g de fuerza, con preactivación y sin preactivación



- A. Desplazamiento con 100g de fuerza, sin preactivación (mesiodistal)
- B. Desplazamiento con 100g de fuerza, con preactivación (mesiodistal)
- C. Desplazamiento con 100g de fuerza, sin preactivación (vestíbulo – lingual)
- D. Desplazamiento con 100g de fuerza, con preactivación (vestíbulo – lingual)