



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA

Facultad de
ESTOMATOLOGÍA

**COMPARACIÓN DE 4 TIPOS DE BRACKETS EN EL MOVIMIENTO
DENTARIO DEL CANINO SUPERIOR E INFERIOR EN UN MODELO
VISCOELASTICO: ESTUDIO IN VITRO**

COMPARISON BETWEEN 4 TYPES OF BRACES IN UPPER AND LOWER
CANINE DENTAL MOVEMENT IN A VISCOELASTIC MODEL: IN VITRO
STUDY.

TESIS PARA OPTAR POR EL TÍTULO DE ESPECIALISTA
EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR

AUTOR
RUBEN ENRIQUE ZAMBRANO MAGUIÑA

ASESOR
ESP. JORGE MELGAR GUTIÉRREZ

LIMA – PERÚ

2021

JURADO

Presidente: Mg. Orlando Tuesta Da Cruz
Vocal: Mg. Carlos Yuri Liñan Duran
Secretario: Mg. Diana Cecilia Becerra Nuñez

Fecha de sustentación: 29 de noviembre de 2021

Calificación: Aprobado

ASESOR DE TESIS

ASESOR

Esp. Jorge Carlos Melgar Gutiérrez

Departamento Académico de Estomatología del Niño y Adolescente

ORCID: 0000-0001-7565-1949

DEDICATORIA

A mi Madre Luz María Maguiña Valle y a mi Padre Víctor Francisco Zambrano Dueñas, que desde el inicio de la carrera me apoyaron sin mediar límite alguno hasta el día de hoy, creyendo en mi potencial y reforzándome el valor de la ética y profesionalismo.

AGRADECIMIENTOS

Un agradecimiento inmenso a mi Asesor Jorge Melgar por el tiempo y apoyo en esta investigación y a mi esposa Jhoselyn Linares por darme ánimos en la etapa final y poder concluir ésta tesis.

FUENTES DE FINANCIAMIENTO

Autofinanciamiento por el investigador principal

DECLARACIONES Y CONFLICTO DE INTERÉS

El investigador principal declara no tener conflicto de interés alguno respecto a los resultados obtenidos en la presente investigación.

TABLA DE CONTENIDOS

	Pág.
I. Introducción	1
II. Objetivos	6
III. Material y Métodos	8
IV. Resultados	17
V. Discusión	20
VI. Conclusiones	27
VII. Referencias bibliográficas	28
VIII. Tablas, gráficos y figuras	31
Anexos	

TABLA DE ABREVIATURAS

CB	:	Conventional Brackets (brackets convencionales)
SLB	:	Self-ligating Brackets (brackets de autoligado)
mm	:	milímetros
gr	:	gramos
AO	:	American Orthodontics
O2	:	OrthoOrganizers
3M	:	Minnesota Mining and Manufacturing Company
SS	:	Stainless Steel (acero inoxidable)
NiTi	:	Níquel Titanio
DKL	:	Double Key Loop (Arco de doble llave)
TMA	:	Titanium Molibdenum Alloy (aleación de titanio molibdeno)

RESUMEN

Antecedentes: La retracción de caninos, ha sido utilizada en el tratamiento de ortodoncia como parte fundamental de la solución del apiñamiento dentario y buen posicionamiento de los incisivos, pero pocos estudios han evaluado los efectos indeseados de este movimiento sobre los caninos en términos de rotación, angulación y traslación. **Objetivo:** Comparar el movimiento dentario (traslación, rotación y angulación) del canino superior e inferior durante la retracción con brackets de ligado convencional y autoligado en un modelo viscoelástico. **Materiales y Métodos:** Estudio transversal, observacional y comparativo. Se utilizaron 4 juegos de brackets distintos (Andrews 2TM, Andrews 2TM Prescripción Traslación, Master® Roth y Empower 2®) adheridos a dientes de resina Ortho Organizers® y embebidos en una solución viscoelástica contenida por un tipodont de vidrio. Se realizó la retracción del canino con una cadena de poder y se registraron las medidas de rotación, angulación y traslación. **Resultados:** Para el movimiento de rotación la mayor diferencia fue para el bracket Master Roth con 2.8° y la menor fue para Andrews 2 prescripción T3 con 1.2°, ($p < 0.01$); en angulación Andrews 2 Standard obtuvo 1.6° y Empower2 1°, ($p < 0.01$); y en traslación Andrews 2 Estándar obtuvo 0.9 mm, el mayor valor a comparación de los otros brackets ($p < 0.04$). **Conclusión:** Los brackets de ligado convencional generaron menor movimiento indeseado y una retracción más efectiva de los caninos que los brackets de autoligado.

Palabras Clave: Movimiento dentario ortodóntico, agentes viscoelásticos, diente canino (DeCs).

ABSTRACT

Background: Canine retraction has been used in orthodontic treatment as a fundamental part of the solution of dental crowding and good incisor positioning, but few studies have evaluated the side effects of this movement on rotation, tipping and translation. **Objective:** To compare the dental movement (translation, rotation and angulation) of the upper and lower canine during retraction with conventional and self-ligating brackets in a viscoelastic model. **Material and Methods:** Cross-sectional, observational and comparative study. 4 sets of different brackets will be used (Andrews 2™, Andrews 2™ Translation Prescription, Master® Roth and Empower 2®) bonded to Ortho Organizers® resin teeth and embedded in a viscoelastic solution contained by a glass typodont. The canine was retracted with a power chain and the measurements of rotation, inclination and translation were noted. **Results:** In rotation, the greatest difference was for bracket Master Roth with 2.8 ° and the least was for Andrews 2 prescripción T3 with 1.2 °, (p <0.01); for angulation the Andrews 2 Standard obtained 1.6 ° and Empower2 1 °, (p <0.01); for the traslation movement Andrews 2 Standard obtained 0.9 mm, the highest value compared to the other brackets (p <0.04). **Conclusion:** Conventional ligating brackets generate less unwanted movement and a more effective retraction of the canines than self-ligating brackets.

Keywords: tooth movement, viscoelastics solutions, canine tooth (Mesh).

I. INTRODUCCIÓN

La retracción de caninos y la aplicación de fuerzas han sido estudiadas a lo largo del tiempo de manera teórica y mucho más aún experimental (clínica). Uno de los primeros en analizar biomecánicamente la aplicación de fuerza óptima a un canino para su retracción completa fue Nikolai(1) en el año 1975, donde determinó que el centro de resistencia es aproximadamente a la mitad de la raíz de un diente uniradicular y que a mayor rigidez en el bracket/arco mayor control de angulación. Las fuerzas ideales aplicadas son basadas en el promedio de estrés periodontal, 210 gramos es adecuado para una retracción a cuerpo completo y 365 gramos para movimiento coronal, que los alambres que no excedan el límite elástico brindaran mejor control de movimiento y que con aplicación de fuerzas paralelas existe menos probabilidad de una rotación (1).

Ziegler e Ingervall (2) en 1989, en 21 personas entre 10 a 27 años, sumaron a su investigación la medición de rotación, angulación y desplazamiento del canino durante la retracción, compararon que mecanismo ofrecía una mejor retracción de canino, con deslizamiento usando brackets Edgewise en alambre de 0.018" SS y sin fricción con resorte Gjessing en 20 pacientes entre 10 y 27 años. Aplicaron una fuerza de 200gr para la mecánica de desplazamiento y 160 gr para el resorte Gjessing. En la mecánica de deslizamiento se midió el desplazamiento con un calibrador (vernier) y la angulación inicial y final para verificar rotación teniendo como referencia el rafe medio y el ángulo formado por la prolongación de los puntos mesial y distal del canino. Los resultados

obtenidos para la mecánica de deslizamiento fueron: retracción 1.41 mm, rotación 4.04° y angulación (tip) 1.41° promedio mensual, con los brackets edgewise.

Lotzof y cols. (3) en 1996, en 12 pacientes entre 12 a 15 años, compararon el promedio de retracción medido con un vernier y la pérdida de anclaje medida en modelos de estudio con un soporte de acrílico y alambres de canino a fosa de primera molar opuesta. Los brackets utilizados fueron Tip-Edge y “A”Company en niños de 12 a 15 años con maloclusión Clase I y Clase II, y 200 gr de fuerza con cadenas elásticas en arcos de 0.018” SS. La medición la realizaron utilizando modelos de estudio y un El resultado de la investigación fue que el Tip Edge ofreció mayor retracción con 5.96 mm y pérdida de anclaje promedio de 1.71 mm comparado con el “A” Company con retracción de 5.58 mm y pérdida de anclaje de 2.33 mm.

Burrow y cols. (4) en 2010, realizaron una investigación en 43 pacientes sobre retracción de caninos con brackets de autoligado (Damon y Smartclip) y ligado convencional (Victory Series) con un alambre 0.018” SS utilizando un resorte de Sentalloy aplicando 150 gr de fuerza y obteniendo resultados a los 28 días, encontrando que el bracket con ligado convencional le otorgaba un promedio de movimiento de 1.17 mm contra los brackets Damon 0.9 mm y. Smart Clip 1.10 mm. En la investigación se menciona una mayor efectividad en la retracción de brackets convencionales dando a entender que es más importante la deformación elástica (binding) durante el desplazamiento que la fricción.

Mezomo y cols. (5) en el 2011, realizaron una investigación en 50 pacientes comparando la rotación y retracción de caninos superiores con brackets de ligado convencional (CB) y brackets de autoligado (SLB) con cadenas elastoméricas aplicando 150grF y arcos 0.018" SS. Los resultados de retracción fueron similares con 0.9 mm para SLB y 0.84 mm para CB, pero existió menos rotación con brackets de autoligado (9.15°) que los brackets convencionales (12.27°).

Da Costa Monini y cols. (6) en el 2014, en 15 pacientes entre 12 a 26 años, investigaron sobre la retracción de canino y la pérdida de anclaje en brackets de ligado convencional y autoligado, utilizando resortes de NiTi con 100grF en un arco de 0.020" SS, tomando radiografías cefalométricas antes y después de la retracción. Los resultados fueron de 0.71 mm y 0.72 mm para brackets de autoligado y ligado convencional respectivamente, donde no encontró en diferencia alguna en ambos brackets.

Con el pasar de los años, las investigaciones han empezado a utilizar el análisis fotoelástico o conocido también como viscoelástico, que es una técnica para transformar las tensiones internas mecánicas producidas en estructuras geométricas complejas en patrones de luz visible que indican la ubicación y la magnitud de las deformaciones. En odontología, la fotoelasticidad fue introducida por Zak (7) en 1935

con un estudio *in vitro*, donde se evaluó el tipo de movimiento de los dientes, la fuerza, y el punto de aplicación de las fuerzas.

Reitan y cols. (8) en 1947, en un estudio en animales, fue el primero en experimentar con el movimiento de traslación (a cuerpo entero) utilizando la fotoelasticidad, llegando a la conclusión que, con fuerzas leves, con el movimiento a cuerpo entero de los dientes producen una menor reabsorción radicular. En el movimiento de traslación o de cuerpo entero cuerpo, la fuerza es distribuida por toda la superficie de la raíz, mientras que en la angulación, la fuerza se concentra en una pequeña zona cerca de la cresta alveolar.

Dolan y Murray (9) en 1950 presentan el método fotoelástico de análisis de tensión, sobre la base de una rutina fija (a) preparación de modelo (b) el examen y (c) la interpretación del comportamiento de un haz de luz de acuerdo con la teoría de las ondas electromagnéticas. Entre otros materiales, los autores citan la gelatina como un material altamente sensible y produce un número razonable de líneas isocromáticas correspondientes a las tensiones. La mezcla de gelatina probada era 65% de agua, 14% de glicerina y lo restante de gelatina.

Lou y cols. (10) en 1975, comparó la retracción del canino en un modelo fotoelástico con 5 dispositivos: 1) Retractor de Ricketts 0.16"x0.016" SS, 2) Verticalizador de Ricketts 0.16"x0.016" SS, 3) Retractor de Burstone y 4) Técnica Universal con alambre

de 0.010” x 0.028”, utilizando entre 200 gr en todos los dispositivos. Encontró que con la técnica universal (técnica friccionante) ofrecía mejor control radicular.

La fotoelasticidad en los últimos años también ha sido utilizada en distintos estudios por diferentes investigadores como: Nakamura y cols. (11) en el 2007 para analizar las diferencias entre una distalización de molares convencional con una de anclaje esquelético. Dobranszki y cols. (12) en el 2009, para controlar el componente vertical durante el cierre de espacio ejercido en un arco DKL. Martins y cols. (13) en 2011 para determinar las fuerzas generadas por ansas en “T” de acero con helicoides y TMA sin helicoides. Aparecida y cols. (14) en el 2011, evaluaron el comportamiento del ligamento periodontal en relación al desplazamiento dentario de 0.2 mm simulando una inclinación incontrolada y Caiado Sobral y cols. (15) en el 2014, para analizar el estrés generado por alambres de diferentes calibres (0.014”, 0.018” NiTi y 0.019”x0.025” SS) con brackets de autoligado y ligado convencional.

El motivo de esta investigación tiene importancia teórica y clínica, debido a que es uno de los pocos estudios donde se observa el movimiento dentario en un biomodelo (viscoelástico), permitiendo obtener los resultados de retracción del canino con el uso de brackets con distintas prescripciones y tipo de ligado. Dicha información es de utilidad para el clínico, debido a que podrá utilizar los resultados para evaluar y predecir el movimiento dentario utilizando brackets de arco recto y disminuir la cantidad de movimientos indeseados durante la retracción.

II. OBJETIVOS

Objetivo General

Comparar el movimiento dentario (traslación, rotación y angulación) del canino superior e inferior durante la retracción con brackets de ligado convencional y autoligado en un modelo viscoelástico.

Objetivos Específicos

1. Determinar la traslación, rotación y angulación final luego de la retracción de los caninos superiores e inferiores con brackets de ligado convencional Andrews2™ prescripción Standard - Ortho Organizers®.
2. Determinar la traslación, rotación y angulación final luego de la retracción de los caninos superiores e inferiores con brackets de ligado convencional Andrews2™ prescripción Traslación T3 – Ortho Organizers®.
3. Determinar la traslación, rotación y angulación final luego de la retracción de los caninos superiores e inferiores con brackets de ligado convencional Master® prescripción Roth – American Orthodontics®.
4. Determinar la traslación, rotación y angulación final luego de la retracción de los caninos superiores e inferiores con brackets de autoligado Empower2® prescripción Roth – American Orthodontics®.
5. Comparar los resultados de traslación, rotación y angulación final luego de la retracción de los caninos superiores e inferiores con los resultados previamente obtenidos.

Hipótesis

Los brackets de ligado convencional generan menor movimiento indeseado y una retracción más efectiva de los caninos que los brackets de autoligado.

III. MATERIAL Y METODOS

Diseño de estudio

El presente estudio es de tipo experimental, transversal, observacional y comparativo.

Población y muestra

Por ser un estudio experimental y basándonos en un estudio preliminar, la población fue de 4 juegos completos de dientes de resina - Teeth models cod. 631-020 (Ortho Organizers[®], Carlsbad, CA, USA). Cada juego constó de 28 dientes, teniendo un total de 112 dientes de resina, y la muestra constó de 8 caninos (4 superiores y 4 inferiores).

Definición operacional de variables

a. Variable Independiente: Tipo de Brackets (variable de tipo cualitativa, politómica medida en escala nominal)

Definición: Dispositivo de soporte ortodóntico adherido a la corona de la pieza dentaria.

Consta de 4 categorías:

- 1) Brackets de autoligado interactivo Empower2[®] prescripción Roth (Empower 2[®] Brackets, American Orthodontics, Sheboygan, WI, USA),
- 2) Brackets de ligado convencional Master[®] prescripción Roth (Master[®] Brackets, American Orthodontics, Sheboygan, WI, USA).

- 3) Brackets ligado convencional Andrews 2TM prescripción Standard (Andrews 2TM Appliance, Henry Schein, Carlsbad, CA, USA).
- 4) Brackets ligado convencional Andrews 2TM prescripción Traslación con bracket T3 máxima retracción en el canino (Andrews 2TM Appliance, Henry Schein, Carlsbad, CA, USA).

b. Variable Dependiente: Movimiento dentario ortodóntico (variable de tipo cuantitativa, continua medida en escala ordinal y razón)

Definición: Es un movimiento producido por un estímulo externo a los dientes y huesos, generalmente mecánico que producen fuerzas direccionadas sobre dispositivos en los dientes (16).

Consta de 3 dimensiones:

1) Angulación del canino

Definición Teórica: Es aquel movimiento que no es traslación o rotación pura pero que puede ser descrito como la combinación de estos dos movimientos (17).

Definición de medida: Diferencia entre la posición inicial y final del canino determinada por la posición axial de la corona clínica y el ángulo formado por el alambre de acero.

Medición: Será medida en grados determinado por transportador modificado según Andrews (18).

2) Traslación de canino

Definición teórica: Traslación o movimiento a cuerpo entero, ocurre cuando todos los puntos en los dientes se mueven en igual distancia y en la misma dirección (19) medido en milímetros.

Definición de medida: Movimiento de pieza dentaria generado por una fuerza de deslizamiento entre el bracket y el arco.

Medición: Será determinada en milímetros por la distancia inicial y final entre la cara distal del canino (pieza 13 o 43) y la cara mesial de la segunda premolar (15 o 45) medida con una regla de Andrews (20) modificada.

3) Rotación del canino

Definición teórica: Es el movimiento de los puntos del diente a lo largo del arco de un círculo, con el centro de resistencia en el centro del círculo (19).

Definición de medida: Diferencia de angulación entre la posición inicial y final.

Medición: Las referencias de la medida son: el eje “y” será determinado por una línea vertical desde el punto de contacto de los incisivos centrales y el eje “x” será determinado por la cara mesial del primer molar permanente. El punto cero será determinado por la intersección de ambas líneas formando 90°. Será medida en grados determinada por una regla modificada de Andrews.

Procedimientos y técnicas

Materiales a utilizar

Para ensamblar los patrones viscoelásticos de una arcada superior e inferior con la ausencia de los primeros premolares y terceros molares, se utilizó un conjunto de dientes de resina artificial (Teeth models cod. 631-020 - Ortho Organizers[®], Carlsbad, CA, USA), cubas de typodonts de vidrio transparente de grosor de 3 mm, gelatina sin sabor (Colapíz, Universal[®]), 2 litros de agua pura, 2 botellas de 60 ml de glicerina líquida (ERZA[®]), 1 kit de resina fotocurable (Transbond[™] XT Light Cure Adhesive, 3M Unitek), 1 lámpara LED (Optilight LD MAX, Gnatus[®]), arcos de arcada superior e inferior de 0.019" x 0.025" SS (American Orthodontics, Sheboygan, WI, USA), 5 pies de alambre de 0.021" x 0.025" SS (Morelli[®], Sorocaba, Sao Paulo, Brasil), ligaduras elastoméricas (Unisticks[™] - Am Orthod, Sheboygan, WI, USA), 1 juego completo de brackets de ligado convencional prescripción Andrews[®] 2 prescripción traslación con bracket T3 (Andrews2[™] Appliance - Henry Schein, Carlsbad, CA, USA), 1 juego completo de brackets Andrews[®] Standard (Andrews2[™] Appliance - Henry Schein, Carlsbad, CA, USA), 1 juego completo de brackets de ligado convencional prescripción Roth (Master[®] Brackets - American Orthodontics, Sheboygan, WI, USA) y 1 juego brackets de autoligado interactivo prescripción Roth (Empower2[®] Brackets - American Orthodontics, Sheboygan, WI, USA), con slot 0.022" x 0.028".

Ensamblaje de sistema ortodóntico

Primero se pegaron los brackets y tubos con resina Transbond XT – 3M® en todos los dientes de stock en el centro de la corona anatómica, para esto se marcó con un portaminas de 0.5 mm la referencia vertical (axial) y horizontal. Se usó la resina Transbond XT – 3M® según las indicaciones del producto: se aplicó primero el adhesivo Transbond XT y segundo se fotopolimerizó por 20 segundos, luego se colocaron los brackets y tubos adhesivos con una pinza portabackets metálica en el centro de la corona anatómica, y por último se fotopolimerizó por 40 segundos la resina para terminar la adhesión correctamente. Se utilizó un alambre de 0,019" x 0,025" de acero inoxidable que sirvió como arco principal donde se insertaron los dientes de segunda molar derecha a segunda molar izquierda y todo el sistema estuvo amarrado con ligaduras elastoméricas. El primer premolar derecho e izquierdo se posicionó en un inicio para mantener el espacio entre la segunda premolar y el canino, y previamente antes de ser colocado en el material gelatinoso, se marcó con tinta indeleble en el arco de acero las zonas a mesial de la segunda premolar y a distal del canino para mantener la referencia del espacio de la primera premolar que se retiró posteriormente, manteniendo así la estandarización de la distancia entre los brackets y los dientes.

Se posicionaron los dientes en cubas de vidrio apoyado en alambres de 0.021" x 0.025" de acero inoxidable doblados de manera rectangular según Dobranszky (14), donde había contacto solamente con el arco de acero inoxidable principal a nivel de las primeras premolares y la zona distal de las segundas molares, dejando así las raíces de

los dientes suspendidas en el aire a la espera de llenar la cuba con el material viscoelástico a preparar (Imagen 1).

Preparación del material viscoelástico

Para la preparación del material viscoelástico, se modificaron las proporciones originales dadas por Dobransky(12) (65 ml de agua y 10gr de gelatina a 50 ml de agua y 160 gr de gelatina) para obtener una consistencia lo suficientemente rígida que permitió a los dientes de resina moverse a través de ella. Se inició mezclando 50 ml de agua hirviendo con 8 bolsas de gelatina transparente marca Universal® (160 mg de colapiz) en un recipiente de vidrio. Después de mezclar y obtener una sustancia homogénea, se llevó a un horno microondas, donde permaneció durante 30 segundos a máxima potencia, luego de esto se extrajeron trozos de gelatina no disueltos de gran tamaño, seguido se colocó al horno microondas durante 10 segundos y finalmente al licuarse toda la gelatina, sin líquido en ebullición, se obtuvo la mezcla deseada sin burbujas. Por último, se añadió 16 ml de glicerina y se homogenizó con una espátula durante 1 minuto.

Luego de tener una adecuada consistencia del material gelatinoso, se vertió en las cubetas de vidrio y se dejó refrigerando por 4 horas como mínimo a 4°C. (Imagen 2)

Montaje de mesa para el registro fotográfico

Para estandarizar la posición durante el registro fotográfico se construyó una mesa de 2 niveles, el primer nivel de 70 cm de alto y el segundo de 1,20 m de alto, se posicionaron placas de acrílico transparente de 5 mm de grosor (la del primer nivel de 30x30 cm y la del segundo nivel de 30x30 cm con un agujero en el centro para el adecuado posicionamiento de la cámara fotográfica superior/oclusal). En la placa de acrílico del primer nivel se colocaron topes de silicona transparentes para estandarizar la posición del tyodont de vidrio para el registro fotográfico (cámara fotográfica Nikon D7100) (Imagen 3).

Registros fotográficos y manuales

Para el registro fotográfico se posicionó una cámara fotográfica Sony® Alpha 58 en el sector superior y una cámara fotográfica Nikon D7100 en el sector lateral del tyodont para poder capturar las imágenes.

El registro manual del movimiento dentario se realizó en una tabla de registro y se realizó:

Registro de rotación: Se posicionó la regla modificada según Andrews (20) de manera perpendicular sobre el plano oclusal antes de empezar la retracción del canino para determinar los valores iniciales. Las referencias de la medida son: el eje “y” fue determinado por una línea vertical desde el punto de contacto de los incisivos centrales y el eje “x” fue determinado por la cara mesial del primer molar permanente. El punto

cero fue determinado por la intersección de ambas líneas formando 90° . Para evitar alteración de la referencia por la probable pérdida de anclaje del sector posterior, se marcó con un plumón de tinta indeleble la regla a nivel de los bordes incisales de los incisivos centrales superiores e inferiores. (Imagen 4).

Registro de Traslación: Se determinó por la distancia inicial y final entre la cara distal del canino (pieza 13 o 43) y la cara mesial de la segunda premolar (15 o 45) medida con una regla de Andrews (20) modificada. (Imagen 5).

Registro de angulación: Se posicionó la regla modificada según Andrews (20) antes de empezar la retracción del canino para determinar los valores iniciales. La medida se determinó por la posición axial del diente y el ángulo formado por el alambre de acero. (Imagen 6).

Instalado el sistema, se procedió a utilizar una cadena elastomérica color gris de tramo corto de la marca American Orthodontics® para generar la retracción del canino, la cual fué posicionada desde el gancho de la primera molar derecha al gancho del canino derecho. Se aplicó una fuerza de 150 gramos corroborados previamente por un dinamómetro (Correx®, Köniz, Berna, Suiza). Se procedió a realizar 3 activaciones en total para generar la retracción del canino. El tiempo de movimiento activo (tiempo de desactivación de la cadena) fue determinado en el estudio piloto, donde se evidenció que el movimiento se da en los primeros 5 segundos posterior a la activación, luego el movimiento generado es nulo. Para realizar las mediciones manuales posterior a la activación, se retiró la primera mesa que se encuentra sobre el tyodont. El

procedimiento se repitió 3 veces, también determinado por el estudio piloto (activaciones máximas antes que se genere desgarro del material viscoelástico).

Plan de análisis

Se realizó un análisis descriptivo mediante la obtención de las frecuencias absolutas y relativas de las variables cualitativas. De igual forma se realizó un análisis bivariado mediante la prueba de chi cuadrado para encontrar asociaciones entre las variables. El estudio contó con un nivel de confianza del 95% y un $p < 0.05$, se empleó el programa estadístico IBM® SPSS® Statistics v24.0

IV. RESULTADOS

En este estudio la muestra total fue de 120 movimientos dentarios. La muestra estuvo conformada por registros iniciales (T0) y 3 activaciones continuas (T1, T2, T3) para los caninos superiores e inferiores derechos, con una repetición de 5 veces por arcada. En total fueron 40 registros iniciales (T0) y 120 activaciones (T1, T2, T3), donde 60 fueron en la arcada superior y 60 en la arcada inferior. **(Gráfico 1)**

Los valores de rotación iniciales para los caninos derechos inferiores en todas las arcadas con los distintos brackets fue de 55° y caninos derechos superiores de 44°. Los valores de traslación iniciales para los caninos derechos superiores e inferiores fueron 0 mm para todos. Los valores de angulación iniciales para los caninos superiores fueron de 2° para Empower2, 6° para Master Roth, 5° para Andrews 2 Standard y 10° para Andrews 2 con brackets de traslación T3 y para los caninos inferiores fueron de 4° para Empower2, 7° para Master Roth, 3° para Andrews2 Standard y Andrews2 con brackets de traslación T3 **(ver Tabla 1)**. Se analizaron los cambios en posición de los caninos en T0 a T1, T2 y T3 con respecto a la rotación, traslación y angulación. **(ver Tabla 2)**

Movimiento dentario de canino superior

El promedio del movimiento de rotación total (T0-T3) fue de 2.4° para Empower2, 1.4° para Master Roth, 2.8° para Andrews2 Standard y 1.2° para Andrews 2 prescripción T3, donde el mayor valor promedio observado fue de 1.4° de rotación en T2 con los brackets Master. La mayor diferencia de rotación inicial (T0) y final (T3) fue para Master Roth con 2.8° y la menor fue para Andrews 2 prescripción T3 con 1.2°, con una

diferencia estadística significativa ($p < 0.01$) entre todos los brackets en T3 (**Gráfico 2**) (**Tabla 3**).

El promedio del movimiento de angulación fue de 1° para Empower2, 1.4° para Master Roth, 1.6° para Andrews 2 Standard y 1.2° para Andrews 2 prescripción T3, donde el mayor valor promedio observado fue de 0.8° de angulación para los brackets de Master en T2. La mayor diferencia de angulación inicial (T0) y final (T3) fue para Andrews 2 Standard con 1.6° y la menor fue para Empower2 con 1° , diferencia estadística significativa ($p < 0.01$) entre todos los brackets en T3. (**ver Gráfico 3**) (**Tabla 3**).

El promedio del movimiento de traslación del canino fue de 0.6 mm para Empower2, 0.6 mm para Master Roth, 0.9 mm para Andrews 2 Standard y 0.5 mm para Andrews 2 prescripción T3, donde el mayor valor promedio observado fue de 1mm para los brackets de Andrews 2 Standard en T2. La mayor diferencia de traslación inicial (T0) a la final (T3) fue para Andrews 2 Estándar con 0.9 mm, con diferencia estadística significativa ($p < 0.04$) en T3 entre todos los brackets (**ver Gráfico 4**) (**Tabla 1, Tabla 2, Tabla 3**).

Movimiento dentario de canino inferior

El promedio de rotación fue de 9° para Empower2, 8.8° para Master Roth, 7.8° para Andrews 2 Standard y 7.8° para Andrews 2 prescripción T3, donde el mayor valor promedio observado fue de 6° de rotación con los brackets de Empower2 en T1 y el

menor de 0.4° para Andrews 2 prescripción T3 en T3. La mayor diferencia de rotación inicial (T0) y final (T3) fue para Empower2 con 9° y la menor fue para Andrews 2 Standard con 7.8° , donde en T3 no hubo diferencia estadística significativa. **(Gráfico 5) (Tabla 1, Tabla 2, Tabla 3).**

El promedio de angulación fue de 3° para Empower2, 5.6° para Master Roth, 2.8° para Andrews 2 Standard y 2.8° para Andrews 2 prescripción T3, donde el mayor valor promedio observado fue de 3.8° de angulación para los brackets de Master en T1 y el menor valor fue de 0.2° para brackets Master en T3. La mayor diferencia de angulación inicial (T0) y final (T3) fue para Master con 5.6° y la menor fue para Andrews Standard con 2.8° , donde en T3 no hubo diferencia estadística significativa. **(Gráfico 6) (Tabla 1, Tabla 2, Tabla 3)**

El promedio de traslación fue de 1.3 mm para Empower2, 1.6 mm para Master Roth, y 1.8 mm para Andrews 2 Standard y para Andrews 2 prescripción T3, donde el mayor valor promedio observado fue de 0.5 mm para los brackets Empower y Master en T2. La mayor diferencia de traslación inicial (T0) a la final (T3) fue para Andrews 2 Estándar y Andrews con brackets de T3 con 1.8 mm, con una diferencia estadística significativa ($p=0.02$) en T2 solamente **(Gráfico 7) (Tabla 1, Tabla 2, Tabla 3)**

V. DISCUSIÓN

Debido a la poca cantidad estudios “*in vitro*”, y teniendo en nuestro estudio un material preparado exclusivamente para permitir el “movimiento dentario” en el material viscoelástico conformado, se realizó la comparación de resultados con estudios “*in vivo*”. Enfatizando que lo que se desea es obtener la mayor traslación con menor rotación y angulación, se calificaron como movimientos indeseados a los brackets que obtuvieron valores altos en rotación y angulación.

Traslación del canino

En la retracción de los caninos superiores e inferiores en este estudio, se observó que existieron diferentes resultados por cada tipo de bracket, siendo estadísticamente significativos ($p < 0.5$) entre ellos luego de la tercera activación (T3) usando una fuerza de 150 mg, y un movimiento de retracción de hasta 2 mm. Los resultados de retracción en este estudio, fueron similares entre 3 de los 4 tipos de brackets, los valores que más se modificaron fueron los SLB (Empower2) con 1.8 mm y CB (Andrews Standard) con 0.9 mm para el canino inferior y superior, parte de la respuesta podría deberse a la mayor superficie de contacto durante el movimiento dentario directamente relacionado a la longitud radicular. Deguchi y cols. (19) en un estudio “*in vivo*” obtuvieron resultados bastante semejantes, con un promedio 2 mm y 1.1 mm para SLB y CB. Esta diferencia de resultados según Deguchi la atribuye a la aplicación de fuerza ejercida utilizando un resorte cerrado de NiTi sumada a la disminución de la fricción en el deslizamiento, y en este estudio se utilizó cadena elastomérica, la cual fue controlada por dinamómetro y cambiada en cada activación. Aunque la diferencia también está

dada por el arco 0.016" SS utilizado por Deguchi que ofrece menos control y fricción, que el arco utilizado en este estudio de 0.019"x0.025" SS, donde se tiene mayor control de angulación y rotación. Burrow (4) en un estudio "*in vivo*" utilizando Damon3 (SLB), Smartclip (SLB) y Victory Series (CB), encontró un mayor movimiento en los brackets convencionales (CB) con un promedio de 1.17+/-0.28 mm. Este resultado lo atribuye a que los brackets convencionales (CB) tuvieron mayor ancho mesiodistal, generando menor binding, lo que se traduce en una traslación más pura. Este puede deberse a que los brackets de Andrews 2 prescripción T3 (CB) y Andrews2 Estándar (CB) obtuvieron un valor de traslación mayor a los brackets Master (CB) y Empower2 (SLB), debido a su mayor longitud mesiodistal, donde la medida de fabricación para el canino superior del bracket Andrews2 Standard y Andrews 2 prescripción T3 es de 0.150" (3.81 mm) y para el canino inferior es de 0.130" (3.3 mm) comparado con los brackets Master Roth que la medida de fabricación para los caninos es de 0.132" (3.35 mm), o los utilizados por Ziegler (2) con 3.5 mm de ancho. Zhou (20) en un meta-análisis encuentra un mejor movimiento del canino con CB en 3 estudios y solo en 1 un mejor movimiento con SLB, Kulshrestha (21) en su revisión sistemática encuentra una variabilidad de aplicación de fuerza con rango de 100gr a 200gr, lo que coincide con Zhou (20), que independientemente de la fuerza aplicada, también obtuvo un mejor resultado para CB que para SLB.

Caso contrario fue lo encontrado por Costa Monini y cols. (22), donde obtuvieron resultados menores en comparación a este estudio, ellos usaron SLB (In-Ovation) y CB (Ovation) durante la retracción del canino superior encontraron 0.71 mm y 0.72 mm para CB y SLB respectivamente sin diferencia significativa. En el presente estudio si

se encontró diferencia significativa entre resultados usando distintos brackets, donde para SLB (Empower2) resultó 0.6 mm y para CB (Andrews2 Standard) resultó 0.9 mm para el canino superior. Se podría atribuir la diferencia de ambos estudios en los arcos de trabajo (0.020" SS utilizado por Costa Monini y 0.019"x0.025" SS en este estudio).

Con respecto a la traslación del canino inferior, existió mayor desplazamiento hacia distal de la corona con 1.8 mm con los brackets Andrews 2 prescripción T3 en comparación con Empower2 con 1.3 mm, teniendo diferencia significativa ($p < 0.01$). La diferencia o característica más resaltante es el gancho de mayor longitud acercándose al centro de resistencia del diente (7 mm), que tiene influencia en los resultados obtenidos, por ello los brackets Andrews 2 prescripción T3 fueron diseñados para generar un mayor control y evitar una excesiva angulación durante el movimiento dentario.

Si bien conocemos que el resultado está directamente relacionado con la fricción, también puede estar influenciado por los grados antirotacionales ($3^\circ M$) que están diseñados y colocados en el slot del bracket para controlar la posición de la pieza dentaria desde una vista oclusal, esto podría influenciar en la cantidad de movimiento resultante.

Angulación de canino

Con respecto a los resultados obtenidos en la angulación de los caninos, los valores que menos alteración sufrieron con respecto a la prescripción de cada marca fueron: el canino superior con el bracket Andrews2 Standard Traslación con diferencia de 1° y

en el canino inferior Andrews2 Standard con diferencia de 2°, esto podría tomarse como un mejor control del movimiento dentario.

En este estudio, el movimiento mesiodistal (angulación) para el canino superior que más variación tuvo fue de 1.6° con CB (Andrews 2 – Standard), estos valores se asemejan a los obtenidos por Ziegler (2) de 1.41° con CB sin programación (edgewise, pero difieren bastante con los obtenidos por Shpack y cols. (23) que obtuvieron 6.1° con CB (Victory – 3M). Para el canino inferior con CB (Andrews2 prescripción T3) se obtuvo el menor valor de variación con 2.8°, donde una de las respuestas a este resultado podría deberse al hook de 7 mm de tamaño para efectivizar la aplicación de fuerza (usando la teoría de transmibilidad de fuerzas desarrollada por Smith y Burstone (17), que estaría lo más cerca al centro de resistencia de la pieza dentaria; esto sumado a lo mencionado por Kojima y Fukui (24) que la fuerza ortodóntica decrece por fricción entre 60% y 80%, y a mayor fuerza aplicada existe mayor angulación, se confirmaría que aplicando una fuerza ligera y cercano al centro de resistencia, se minimizan los movimientos indeseados, que en este caso el Brackets Andrews 2 prescripción T3 sería el óptimo para este tipo de movimiento.

Rotación de canino

Uno de los movimientos dentarios menos deseados o que menos se desea alterar durante el movimiento dentario es la rotación, la cual en este estudio varió en 1.2° con brackets Andrews 2 prescripción T3, siendo uno de los valores menos alterados, sin

embargo, el que mayor variación tuvo fue el Andrews 2 – Standard con 2.8°, la respuesta a obtener un mejor control se debe a los 3° a mesial (antirotación) presentes en Andrews2 prescripción T3, pero con valor 0° (antirotación) en los Brackets Andrews 2 Standard. Sueri y Turk (25) obtuvieron en la retracción de los caninos superiores una rotación promedio de 2.6° con laceback y 7.7° con resorte de NiTi con diferencias significativas, donde el resultado promedio con laceback, se asemeja a promedio rotacional obtenido en esta investigación con los brackets CB (Andrews 2 Standard) con 2.8° de rotación y donde los brackets utilizados tampoco presentaban grados antirotacionales, y mayor diferencia con los resultados obtenidos por Ziegler y Ingervall (2) con 4.4° de rotación, pero en este caso fueron con bracket edgewise, por ende menor control en los 3 planos del espacio. Es evidente en el análisis a los resultados de los caninos superiores, que las prescripciones que tuvieron grados antirotacionales (Master Roth 4°M / Andrews 2 Traslación 3°M) tuvieron menos variación de rotación (Master Roth 2.4° / Andrews 2 Traslación 1.2°) que los que no tuvieron, pero esto no se evidencia en los resultados de los caninos inferiores, donde inclusive teniendo grados antirotaciones, no hay mayor diferencia.

En la búsqueda de una respuesta a todos los datos obtenidos en este estudio y las demás investigaciones, podemos aseverar que la fricción es uno de los puntos a debatir teniendo en cuenta los resultados de brackets de autoligado y ligado convencional, Nikolai (1) menciona que la causa de la disminución del tiempo del movimiento dentario se debe a la baja fricción generada entre los brackets y el arco de autoligado, esta misma idea de “baja fricción” concuerda con la prescripción del Dr. Andrews, que para efectivizar la retracción, utiliza un alambre de 0.018” SS, lo que en este estudio

por estandarización se utilizó un alambre 0.019” x 0.025” SS. La aplicación fuerza también es algo importante en este estudio, la cual fue de 150gr que según las investigaciones previas lo óptimo es entre 50gr y 200gr para poder obtener un movimiento biológico máximo esperado por mes es de 1 mm (6).

Por último, el movimiento ideal que busca el especialista es una traslación pura durante la retracción del canino, por anatomía dentaria y características alveolares (óseas), este resultado teóricamente es imposible de obtener, porque el punto de aplicación de fuerza está fuera del centro de resistencia de la pieza dentaria visto desde los 3 planos del espacio. Los valores obtenidos en este estudio pueden servir para darnos cuenta que no existe movimiento dentario absoluto pues genera alteraciones mínimas en los valores analizados, pero estos deberían ser controlados para evitar efectos secundarios indeseados. Para algunos clínicos la prioridad es obtener mayor cantidad de movimiento de retracción (posición anteroposterior) es desmedro de la rotación o angulación, la cual puede corregirse posteriormente, sin embargo, se tiene que tener en cuenta que en este estudio solo se analizó el movimiento del canino y no de las demás unidades dentarias como pérdida de anclaje posterior, cambio de posición, angulación del sector anterior y posición vertical de las piezas dentarias.

LIMITACIONES

El material viscoelástico fue preparado específicamente para este estudio como objetivo de permitir un movimiento dentario, pero se sabe que no es igual a la densidad ósea. El tamaño dentario utilizado en este estudio fue de tamaño promedio, lo que en

estudios “*in vivo*” puede diferir (variación anatómica) e influenciar en los resultados. Por último, esta investigación es innovadora en su rama y no hay estudios comparativos semejantes.

Dentro del desarrollo del estudio se evidenciaron algunas limitaciones como: 1) La confección del material viscoelástico que demanda mucho trabajo solamente para un biomodelo (2 días). 2) El retiro del material viscoelástico de los dientes de resina y las repeticiones realizadas los daña superficialmente. 3) La temperatura ambiente influye en la consistencia del material viscoelástico. 4) El material viscoelástico a cierta aplicación de fuerza, tiende a desgarrarse, por este motivo el material no permite ver un movimiento dentario completo sino solamente un movimiento inicial.

SUGERENCIAS

Al término del estudio se sugiere mejorar el material viscoelástico buscando encontrar una mayor semejanza en la reproducción del movimiento dentario para poder realizar más activaciones, y realizar no solo un movimiento sino distintos movimientos dentarios.

Las ventajas de un estudio experimental, radican en poder controlar ciertos factores que en un estudio clínico pudieran diferir. Se sugiere trabajar con biomodelos o material viscoelástico de características mejoradas para evaluar el movimiento en grupo de las piezas dentarias.

VI. CONCLUSIONES

1. Los brackets de ligado convencional Andrews2™ prescripción Standard - Ortho Organizers®. Generaron mayor rotación y traslación y poca angulación en comparación de los demás brackets.
2. Los brackets de ligado convencional Andrews2™ prescripción Traslación T3 – Ortho Organizers®. Generaron mayor rotación y angulación, y poca traslación en comparación de los demás brackets
3. Los brackets de ligado convencional Master® prescripción Roth – American Orthodontics®. Generaron menor rotación y traslación y similar angulación en comparación con los demás brackets
4. Los brackets de autoligado Empower2® prescripción Roth –American Orthodontics®.
generaron similar rotación y traslación y poca angulación en comparación con los demás brackets.
5. Los brackets de ligado convencional generan un movimiento indeseado menor y una retracción más efectiva de los caninos que los brackets de autoligado.

VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Nikolai R. On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. *Am J Orthod* 1975;90:302.
2. Ziegler P, Ingervall B. A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989;95(2):99-106.
3. Lotzof L, Fine H, Cisneros G. Canine retraction: A comparison of two preadjusted bracket systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996;110(2):191-6.
4. Burrow J. Canine retraction rate with self-ligating brackets vs conventional edgewise brackets. *Angle Orthod.* 2010;80:626-33.
5. Mezomo M, De Lima E, Macedo L, Weissheimer A, Allgayer S. Maxillary canine retraction with self-ligating and conventional brackets. A randomized clinical trial. *Angle Orthod.* 2011;81(2):292-7.
6. Costa Monini A, Gandini L, Parsekian R, Protasio A, Burstone C. Canine retraction and anchorage loss self-ligating versus conventional brackets in a randomized split-mouth study. *Angle Orthod.* 2014;84:846-52.
7. Zak B. Photoelastische analyse in der orthodontischen mechanik. *Z Stomatol.* 1935;33:22-37.
8. Reitan K. Continuous bodily tooth movement and its histological significance. *Acta Odontol Scand.* 1947;7:115-44.

9. Dolan T, Murray W. Photoelasticity. In: Hetényi, M. I. (Ed.) Handbook of experimental stress analysis. New York: Wiley, 1950. p.829-923.
10. Lou R. Canine retraction: A photoelastic study. Am J Orthod 1975;11-23.
11. Nakamura A, Teratani T, Itoh H, Sugawara J, Ishikawa H. Photoelastic stress analysis of mandibular molars moved distally with the skeletal anchorage system. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007;132:624-9.
12. Dobranszki A. et al. Estudo fotoelástico do controle vertical com o arco de cupla chave na técnica Straight wire. R Dental Press Ortodon Ortop Facial 2009;14(4):123-128.
13. Martins L. Moraes M. Costa. Protasio A. Gonzaga L. Photoelastic analysis of forces generated by T-loop springs made with stainless steel or titanium-molybdenum alloy. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2011;140:e123-e128.
14. Aparecida C, et al. Distribuição de tensões em modelo fotoelástico decorrente da intrusão dos incisivos inferiores por meio do arco base de Ricketts. Dental Press J Orthod 2011;16(5):89-97.
15. Caiado G, Vedovello M, Veroni V, Santamaria M. Photoelastic analysis of stress generated by wires when conventional and self-ligating brackets are used: A pilot study. Dental Press J Orthod 2014;19(5):74-8.
16. Consolaro A. Induced tooth movement: Standardization of terms to describe the effects of forces on the periodontal ligament. Dental Press J Orthod. 2012;17(2):27-9
17. Smith R., Burstone C. Mechanics of tooth movement. Am J Orthod 1984; 85(4):294-307.

18. Andrews LF. Straight wire the concept and appliance. San Diego, California: LA Wells, 1989.
19. Deguchi T, Imai M, Sugawara Y, Ando R, Kushima K, Takano-Yamamoto T. Clinical evaluation of a low-friction attachment device during canine retraction. *Angle Orthod* 2007;77(6):968-972
20. Zhou Q, Ul Haq AA, Tian L, Chen X, Huang K, Zhou Y. Canine retraction and anchorage loss self-ligating versus conventional brackets: a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health*. 2015;15(1):136-45.
21. Kulshrestha R., Tandon R., Chandra P. Canine retraction: A systematic review of different methods used. *J Orthodont Sci* 2015;4(1):1-8.
22. Costa Monini A, Gandini L, Protásio A. Parsekian R. A comparison of lower canine retraction and loss of anchorage between conventional and self-ligating brackets: a single-center randomized Split-mouth controlled trial. *Clin Oral Invest* 2016:1-16.
23. Shpack N, Davidovitch M, Sarne O, Panayi N, Vardimon Ad. Duration and anchorage management of canine retraction with bodily versus tipping mechanics. *Angle Orthod* 2008;78:95-100.
24. Kojima Y, Fukui H, Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2005;127:542-51.
25. Sueri M, Turk T. Effectiveness of laceback ligatures on maxillary canine retraction. *Angle Orthod* 2006;76(6):1010-4.

VIII. TABLAS, GRAFICOS Y FIGURAS

Gráfico 1. Tamaño de muestra

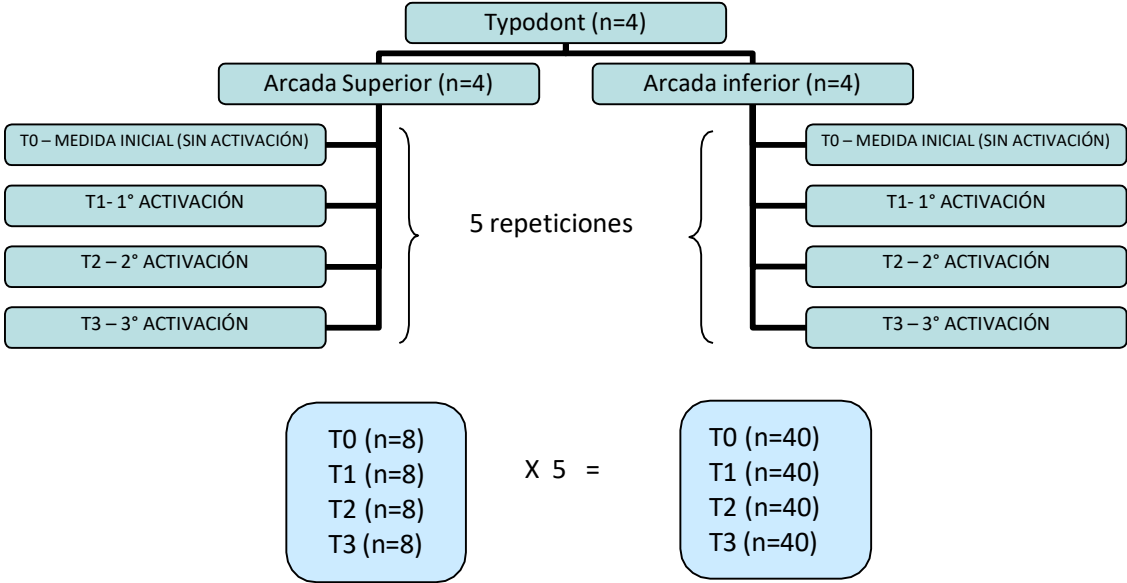


Gráfico 2. Promedio de rotación de canino superior en T0, T1, T2 y T3.



Gráfico 3. Promedio de angulación de canino superior en T0, T1, T2 y T3.

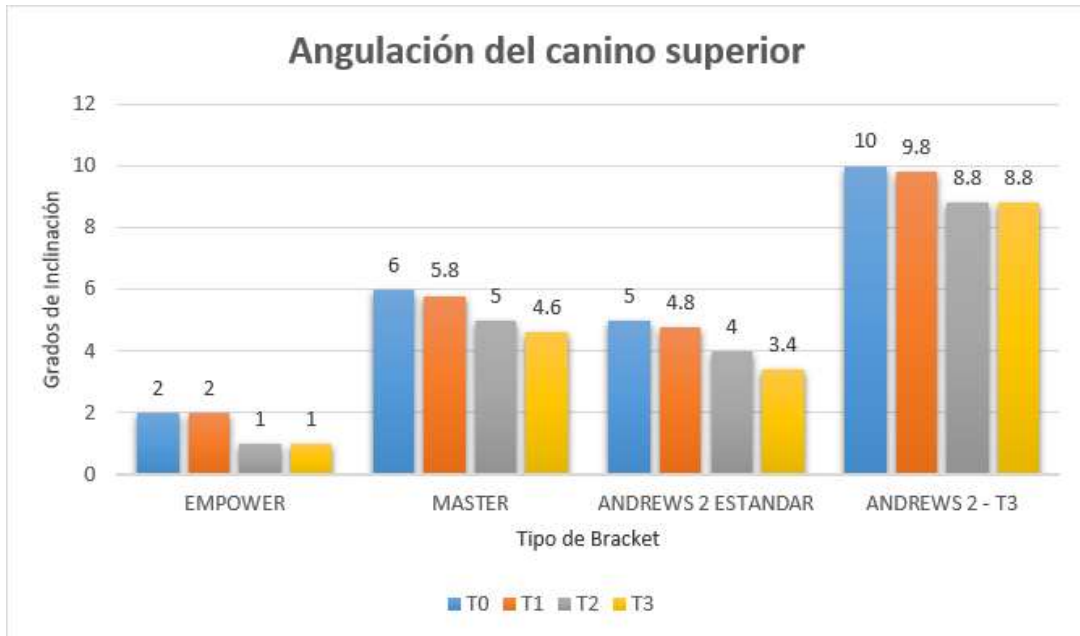


Gráfico 4. Promedio de traslación del canino superior en T0, T1, T2 y T3.



Gráfico 5. Promedio de rotación de canino inferior en T0, T1, T2 y T3.



Gráfico 6. Promedio de angulación de canino inferior en T0, T1, T2 y T3.



Gráfico 7. Promedio de traslación de canino inferior en T0, T1, T2 y T3.



Imagen 1. Sistema ortodóntico ensamblado

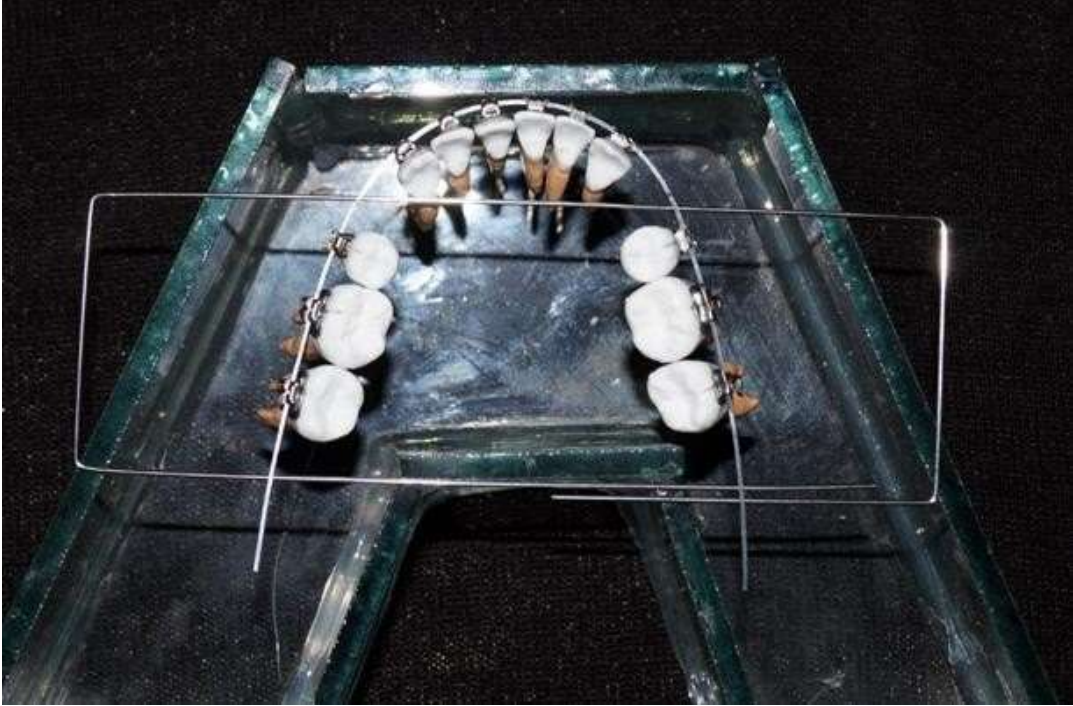


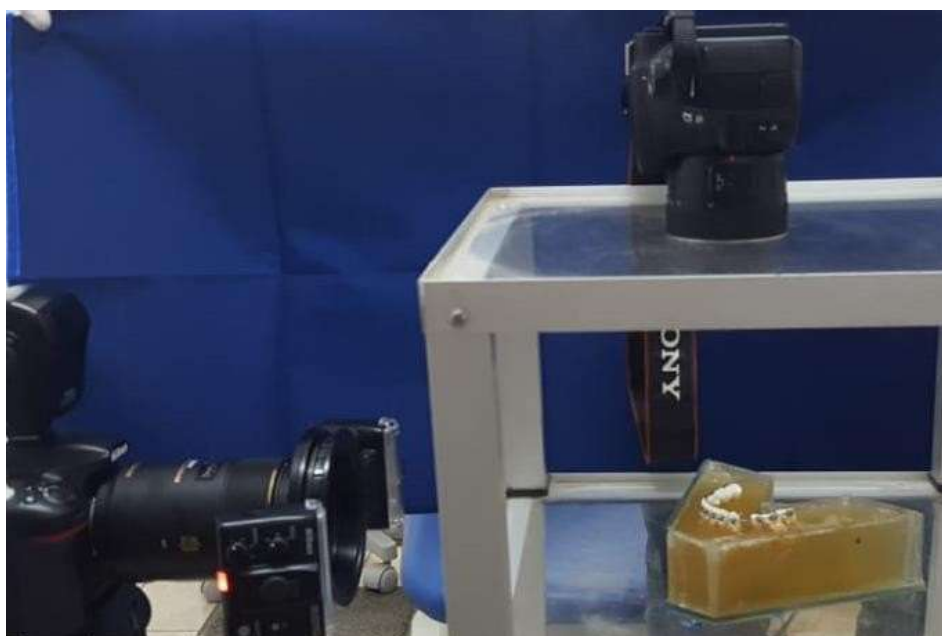
Imagen 2. Material viscoelástico en cuba de vidrio y refrigerado



Imagen 3. Montaje de mesa para el registro fotográfico

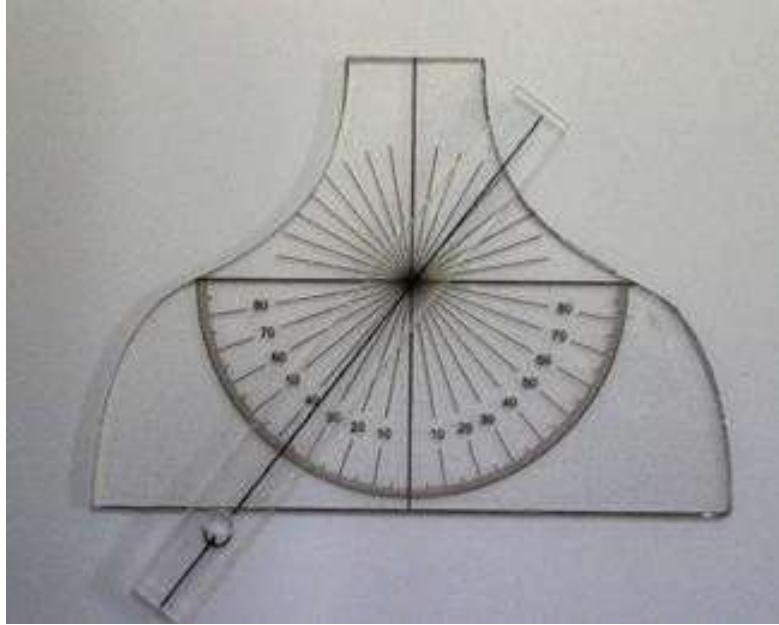


Cámara frontal Nikon D7100



Cámaras en ubicación frontal y superior

Imagen 4. Registro de rotación.



Regla modificada de Andrews

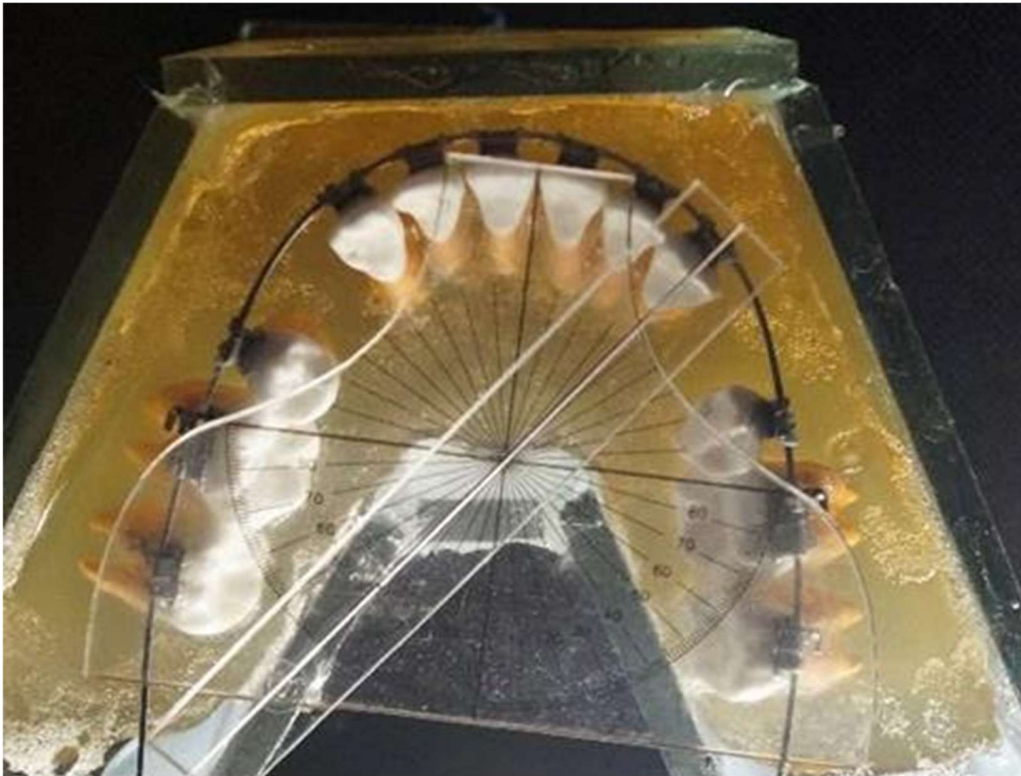
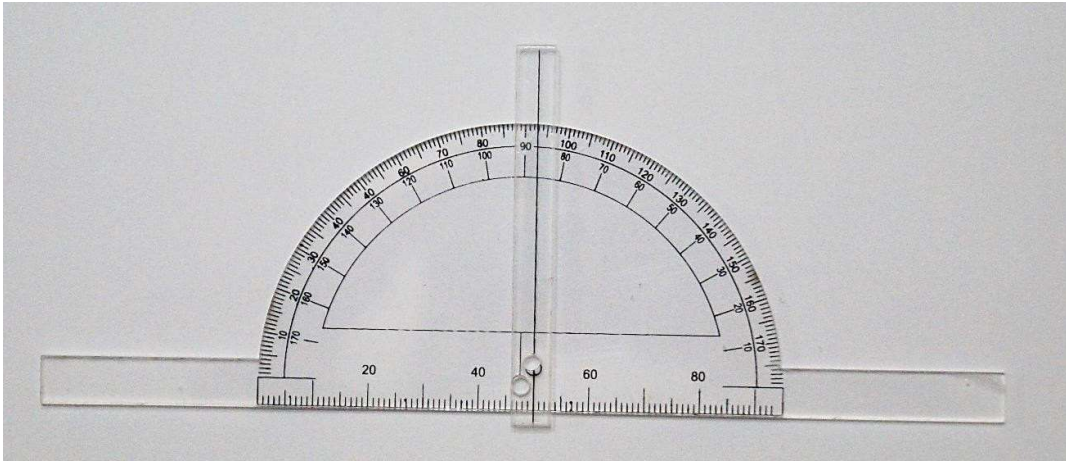
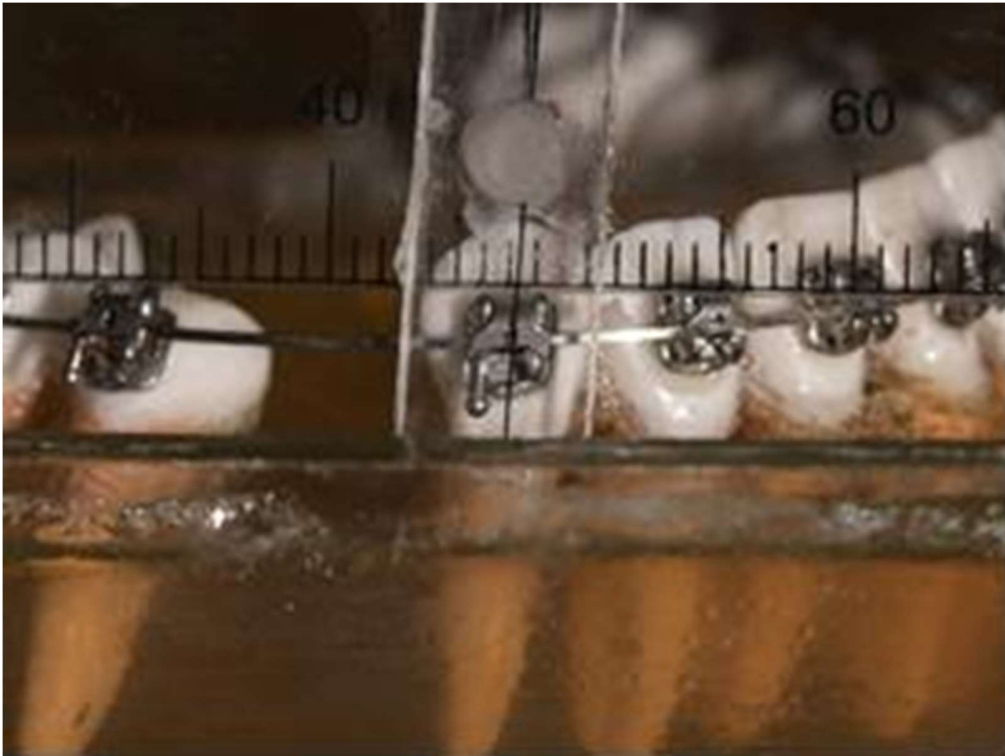


Imagen 5. Registro de traslación.



Regla modificada de Andrews para registro de traslación y angulación.

Imagen 6. Registro de angulación.



Medición de angulación con regla modificada de Andrews

Tabla 1. Promedio y desviación estándar en T0, T1, T2 y T3.

Diente	Tipo de Bracket	T0		T1		T2		T3	
		X	DE	X	DE	X	DE	X	DE
ROTACIÓN (grados)									
Canino superior									
	Auto ligado - Empower	44.00	0.00	43.60	0.89	41.60	0.89	41.60	0.89
	Ligado concencional – Master	44.00	0.00	44.00	0.00	43.00	0.00	42.60	0.55
	Ligado convencional - Andrews 2 - Std	45.00	0.00	44.60	0.89	43.20	1.10	42.20	0.45
	Ligado convencional - Andrews 2 – T3	45.00	0.00	44.80	0.45	43.80	0.45	43.80	0.45
Canino inferior									
	Auto ligado - Empower	55.00	0.00	49.00	1.87	46.40	0.55	46.00	1.41
	Ligado concencional – Master	55.00	0.00	50.40	1.52	47.20	0.89	46.20	2.95
	Ligado convencional - Andrews 2 - Std	55.00	0.00	50.40	1.14	48.80	0.84	47.20	1.64
	Ligado convencional - Andrews 2 – T3	55.00	0.00	50.00	1.14	40.80	0.84	47.20	1.64
ANGULACIÓN (grados)									
Canino superior									
	Auto ligado - Empower	2.00	0.00	2.00	0.00	1.00	0.00	1.00	0.00
	Ligado concencional – Master	6.00	0.00	5.80	0.45	5.00	0.00	4.60	0.55
	Ligado convencional - Andrews 2 - Std	5.00	0.00	4.80	0.45	4.00	0.71	3.40	0.89
	Ligado convencional - Andrews 2 – T3	10.00	0.00	9.80	0.45	8.80	0.45	8.80	0.45
Canino inferior									
	Auto ligado – Empower	4.00	0.00	2.80	0.45	1.40	0.55	1.00	0.71
	Ligado concencional - Minimaster	7.00	0.00	3.20	1.10	1.60	0.89	1.40	0.89
	Ligado convencional - Andrews 2 – Std	3.00	0.00	2.00	0.71	0.80	0.84	0.20	1.10
	Ligado convencional - Andrews 2 – T3	3.00	0.00	2.00	0.71	0.80	0.84	0.20	1.10
TRASLACIÓN (mm)									
Canino superior									
	Auto ligado - Empower	0.00	0.00	0.10	0.22	0.60	0.22	0.60	0.22
	Ligado convencional - Minimaster	0.00	0.00	0.00	0.00	0.50	0.00	0.60	0.22
	Ligado convencional - Andrews 2 – Std	0.00	0.00	0.10	0.22	0.50	0.35	0.90	0.22
	Ligado convencional - Andrews 2 – T3	0.00	0.00	0.10	0.22	0.50	0.00	0.50	0.00
Canino inferior									
	Auto ligado - Empower	0.00	0.00	0.70	0.27	1.40	0.22	1.30	0.57
	Ligado convencional - Minimaster	0.00	0.00	0.80	0.27	1.20	0.45	1.60	0.55
	Ligado convencional - Andrews 2 - Std	0.00	0.00	0.50	0.00	0.70	0.27	1.80	0.45
	Ligado convencional - Andrews 2 – T3	0.00	0.00	0.50	0.00	0.70	0.27	1.80	0.45

Tabla 2. Diferencia de rotación, angulación y traslación en grados en T0, T1, T2 y T3.

Diente	Tipo de Bracket	T0-T1 X	T0-T2 X	T0-T3 X
ROTACIÓN (grados)				
Canino superior				
	Auto ligado - Empower	0.4	2.4	2.4
	Ligado convencional - Minimaster	0.0	1.0	1.4
	Ligado convencional - Andrews 2 – Std	0.4	1.8	2.8
	Ligado convencional - Andrews 2 – T3	0.2	1.2	1.2
Canino inferior				
	Auto ligado - Empower	6.0	8.6	9.0
	Ligado concencional - Minimaster	4.6	7.8	8.8
	Ligado convencional - Andrews 2 – Std	4.6	6.2	7.8
	Ligado convencional - Andrews 2 – T3	5.0	7.8	7.8
ANGULACIÓN (grados)				
Canino superior				
	Auto ligado - Empower	0.0	1.0	1.0
	Ligado convencional – Minimaster	0.2	1.0	1.4
	Ligado convencional - Andrews 2 – Std	0.2	1.0	1.6
	Ligado convencional - Andrews 2 – T3	0.2	1.2	1.2
Canino inferior				
	Auto ligado - Empower AO	1.2	2.6	3.0
	Ligado convencional - Minimaster AO	3.8	5.4	5.6
	Ligado convencional - Andrews 2 - Std	1.0	2.2	2.8
	Ligado convencional - Andrews 2 – T3	1.0	2.2	2.8
TRASLACIÓN (mm)				
Canino superior				
	Auto ligado - Empower	0.10	0.60	0.60
	Ligado convencional – Minimaster	0.00	0.50	0.60
	Ligado convencional - Andrews 2 – Std	0.10	0.50	0.90
	Ligado convencional - Andrews 2 – T3	0.10	0.50	0.50
Canino inferior				
	Auto ligado - Empower AO	0.70	1.40	1.30
	Ligado convencional - Minimaster AO	0.80	1.20	1.60
	Ligado convencional - Andrews 2 - Std	0.50	0.70	1.80
	Ligado convencional - Andrews 2 – T3	0.50	0.70	1.80

Tabla 3. Rotación, angulación y traslación. Análisis de Kruskal Wallis

Diente	Tipo de Bracket	T0		T1		T2		T3	
		X	p	X	p	X	p	X	p
ROTACIÓN (grados)									
Canino superior									
	Auto ligado - Empower	44.00		43.60		41.60		41.60	
	Ligado convencional – Minimaster	44.00		44.00		43.00		42.60	
	Ligado convencional - Andrews 2 – Std	45.00	<0.01	44.60	0.02	43.20	<0.01	42.20	<0.01
	Ligado convencional - Andrews 2 – T3	45.00		44.80		43.80		43.80	
Canino inferior									
	Auto ligado - Empower AO	55.00		49.00		46.40		46.00	
	Ligado convencional - Minimaster AO	55.00		50.40		47.20		46.20	
	Ligado convencional - Andrews 2 - Std	55.00	1.00	50.40	0.63	48.80	0.17	47.20	0.49
	Ligado convencional - Andrews 2 – T3	55.00		50.00		40.80		47.20	
ANGULACION (grados)									
Canino superior									
	Auto ligado - Empower	2.00		2.00		1.00		1.00	
	Ligado convencional – Minimaster	6.00		5.80		5.00		4.60	
	Ligado convencional - Andrews 2 – Std	5.00	<0.01	4.80	<0.01	4.00	<0.01	3.40	<0.01
	Ligado convencional - Andrews 2 – T3	10.00		9.80		8.80		8.80	
Canino inferior									
	Auto ligado - Empower AO	4.00		2.80		1.40		1.00	
	Ligado convencional - Minimaster AO	7.00		3.20		1.60		1.40	
	Ligado convencional - Andrews 2 - Std	3.00	<0.01	2.00	0.06	0.80	0.31	0.20	0.22
	Ligado convencional - Andrews 2 – T3	3.00		2.00		0.80		0.20	
TRASLACIÓN (mm)									
Canino superior									
	Auto ligado - Empower	0.00		0.10		0.60		0.60	
	Ligado convencional – Minimaster	0.00		0.00		0.50		0.60	
	Ligado convencional - Andrews 2 – Std	0.00	1.00	0.10	0.77	0.50	0.81	0.90	0.04
	Ligado convencional - Andrews 2 – T3	0.00		0.10		0.50		0.50	
Canino inferior									
	Auto ligado - Empower AO	0.00		0.70		1.40		1.30	
	Ligado convencional - Minimaster AO	0.00		0.80		1.20		1.60	
	Ligado convencional - Andrews 2 - Std	0.00	1.00	0.50	0.08	0.70	0.02	1.80	0.30
	Ligado convencional - Andrews 2 – T3	0.00		0.50		0.70		1.80	

(p < 0.05)

ANEXOS

Cuadro de Operacionalización de variables

Variables	Definición conceptual	Categorías / Dimensiones	Definición operacional	Indicador	Tipo	Escala de medición	Valores
Tipo de bracket (independiente)	Dispositivo de soporte ortodóntico de metal adherido a la corona de la pieza dentaria que permite realizar movimientos en la pieza dentaria.	<ul style="list-style-type: none"> - Brackets Andrews 2™ prescripción Traslación – O₂ - Brackets Andrews 2™ prescripción Standard – O₂ - Brackets Master® prescripción Roth – AO - Bracket Empower 2® prescripción Roth– AO 	Bracket posicionado en el centro de la corona clínica, que permite el movimiento dentario.	Regla modificada según Andrews.	Cualitativa politómica	Nominal	(1) Brackets Andrews 2 – O ₂ (2) Brackets Andrews Standard – O ₂ (3) Brackets Roth – AO (4) Bracket Empower – AO
Movimiento dentario (dependiente)	Es un movimiento producido por un estímulo externo a los dientes y huesos, generalmente mecánico que producen fuerzas direccionadas sobre dispositivos en los dientes.	<p>Angulación del canino Es aquel movimiento que no es traslación o rotación pura pero que puede ser descrito como la combinación de estos dos movimientos</p> <p>Traslación del canino Diferencia inicial y final de la posición coronal del canino.</p> <p>Rotación del canino Es el movimiento de los puntos del diente a lo largo del arco de un círculo, con el centro de resistencia en el centro del círculo.</p>	<p>Diferencia de angulación entre la posición inicial y final del canino determinada por la posición axial de la corona clínica y el ángulo formado por el alambre de acero.</p> <p>Será determinada por la distancia inicial y final entre la cara distal del canino (pieza 13 o 43) y la cara mesial de la segunda premolar (15 o 45) medida con una regla de Andrews²⁰ modificada.</p> <p>Las referencias de la medida son: el eje “y” será determinado por una línea vertical desde el punto de contacto de los incisivos centrales y el eje “x” será determinado por la cara mesial del primer molar permanente. El punto cero será determinado por la intersección de ambas líneas formando 90°.</p>	<p>Transportador modificado según Andrews.</p> <p>Transportador modificado según Andrews.</p> <p>Regla modificada según Andrews.</p>	Cuantitativa continua	<p>ordinal en grados</p> <p>razón en milímetros</p> <p>ordinal en grados</p>	<p>0° - 10°</p> <p>0 mm – 7 mm</p> <p>0° - 90°</p>

FICHA DE RECOLECCION DE DATOS – CANINO SUPERIOR

ARCO SUPERIOR - CANINO DERECHO			
	ROT	INCL	TRASL
AL1-TO	44	2	0
AL1-T1	44	2	0
AL1-T2	42	1	0.5
AL1-T3	42	1	0.5
AL2-TO	44	2	0
AL2-T1	42	2	0.5
AL2-T2	40	1	1
AL2-T3	40	1	1
AL3-TO	44	2	0
AL3-T1	44	2	0
AL3-T2	42	1	0.5
AL3-T3	42	1	0.5
AL4-TO	44	2	0
AL4-T1	44	2	0
AL4-T2	42	1	0.5
AL4-T3	42	1	0.5
AL5-TO	44	2	0
AL5-T1	44	2	0
AL5-T2	42	1	0.5
AL5-T3	42	1	0.5
AO1-TO	44	6	0
AO1-T1	44	6	0
AO1-T2	43	5	0.5
AO1-T3	42	4	1
AO2-TO	44	6	0
AO2-T1	45	5	0
AO2-T2	43	5	0.5
AO2-T3	42	4	0.5
AO3-TO	44	6	0
AO3-T1	44	6	0
AO3-T2	43	5	0.5
AO3-T3	43	5	0.5
AO4-TO	44	6	0
AO4-T1	44	6	0
AO4-T2	43	5	0.5
AO4-T3	43	5	0.5
AO5-TO	44	6	0
AO5-T1	44	6	0
AO5-T2	43	5	0.5
AO5-T3	43	5	0.5
AS1-TO	45	5	0
AS1-T1	43	4	0.5
AS1-T2	42	3	1
AS1-T3	42	3	1
AS2-TO	45	5	0
AS2-T1	45	5	0
AS2-T2	45	5	0
AS2-T3	43	5	0.5
AS3-TO	45	5	0
AS3-T1	45	5	0
AS3-T2	43	4	0.5
AS3-T3	42	3	1
AS4-TO	45	5	0
AS4-T1	45	5	0
AS4-T2	43	4	0.5
AS4-T3	42	3	1
AS5-TO	45	5	0
AS5-T1	45	5	0
AS5-T2	43	4	0.5
AS5-T3	42	3	1
A2-1-TO	45	10	0
A2-1-T1	44	9	0.5
A2-1-T2	44	9	0.5
A2-1-T3	44	9	0.5
A2-2-TO	45	10	0
A2-2-T1	45	10	0
A2-2-T2	44	9	0.5
A2-2-T3	44	9	0.5
A2-3-TO	45	10	0
A2-3-T1	45	10	0
A2-3-T2	44	9	0.5
A2-3-T3	44	9	0.5
A2-4-TO	45	10	0
A2-4-T1	45	10	0
A2-4-T2	43	8	0.5
A2-4-T3	43	8	0.5
A2-5-TO	45	10	0
A2-5-T1	45	10	0
A2-5-T2	44	9	0.5
A2-5-T3	44	9	0.5

FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS – CANINO INFERIOR

ARCO INFERIOR - CANINO DERECHO			
	ROT	INCL	TRASL
AL1-TO	55	4	0
AL1-T1	50	3	0.5
AL1-T2	49	2	1
AL1-T3	48	1	1
AL2-TO	55	4	0
AL2-T1	51	3	1
AL2-T2	45	2	1.5
AL2-T3	45	2	1.5
AL3-TO	55	4	0
AL3-T1	47	3	0.5
AL3-T2	45	1	1.5
AL3-T3	45	1	1.5
AL4-TO	55	4	0
AL4-T1	50	2	1
AL4-T2	48	1	1.5
AL4-T3	47	0	2
AL5-TO	55	4	0
AL5-T1	47	3	0.5
AL5-T2	45	1	1.5
AL5-T3	45	1	1.5
AO1-TO	55	7	0
AO1-T1	50	2	1
AO1-T2	47	2	1.5
AO1-T3	45	1	2
AO2-TO	55	7	0
AO2-T1	52	5	0.5
AO2-T2	48	3	1
AO2-T3	47	3	1
AO3-TO	55	7	0
AO3-T1	49	3	1
AO3-T2	45	1	1.5
AO3-T3	44	1	2
AO4-TO	55	7	0
AO4-T1	52	3	0.5
AO4-T2	51	1	0.5
AO4-T3	51	1	1
AO5-TO	55	7	0
AO5-T1	49	3	1
AO5-T2	45	1	1.5
AO5-T3	44	2	2
AS1-TO	55	3	0
AS1-T1	52	1	0.5
AS1-T2	49	0	1
AS1-T3	46	-1	2
AS2-TO	55	3	0
AS2-T1	50	2	0.5
AS2-T2	48	1	0.5
AS2-T3	47	1	2
AS3-TO	55	3	0
AS3-T1	49	2	0.5
AS3-T2	48	0	1
AS3-T3	46	-1	2
AS4-TO	55	3	0
AS4-T1	51	3	0.5
AS4-T2	51	2	0.5
AS4-T3	50	1	1
AS5-TO	55	3	0
AS5-T1	50	2	0.5
AS5-T2	48	1	0.5
AS5-T3	47	1	2
A2-1-TO	55	3	0
A2-1-T1	55	3	0.5
A2-1-T2	54	2	1
A2-1-T3	54	2	1
A2-2-TO	55	3	0
A2-2-T1	55	3	0
A2-2-T2	54	2	0.5
A2-2-T3	54	2	1
A2-3-TO	55	3	0
A2-3-T1	55	3	0
A2-3-T2	54	2	0.5
A2-3-T3	53	1	1.5
A2-4-TO	55	3	0
A2-4-T1	55	3	0
A2-4-T2	54	2	0.5
A2-4-T3	54	2	1
A2-5-TO	55	3	0
A2-5-T1	55	3	0
A2-5-T2	55	3	0
A2-5-T3	54	2	0.5