

**Instituto Latino Americano de Investigación y Enseñanza  
Odontológica**

Tatiana Porcel Chalup

**Estudio del sistema de fuerzas generado por el arco Dupla Llave –  
*Double Key Hole Loop (DKL)* con diferentes pre-angulaciones en la  
mecánica de cierre de espacios.**

CURITIBA  
2016

Tatiana Porcel Chalup

Estudio del sistema de fuerzas generado por el arco Dupla Llave – *Double Key Hole Loop (DKL)* con diferentes pre-angulaciones en la mecánica de cierre de espacios.

Proyecto de investigación presentado al curso de Maestría en Odontología, área de concentración: Ortodoncia del Instituto Latino-Americano de Investigación y Enseñanza Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Augusto R. Andrighetto

CURITIBA  
2016

Tatiana Porcel Chalup

Estudio del sistema de fuerzas generado por el arco dupla llave – *Double Key Hole Loop* (DKL) con diferentes pre-angulaciones en la mecánica de cierre de espacios.

Presidente de Banca (Orientador): Prof. Dr. Augusto Ricardo Andrighetto

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Roberto Hideo Shimizu

Prof. Dr. Siddhartha Uhrigshardt Silva

Aprobada En: 29/Enero/2016

Mi reconocimiento y dedicación de este trabajo;

A Dios, por ponerme en mi camino las oportunidades que mi corazón ansia, pedirle que esa sed de superación no termine nunca.

A mis papas, LuisMa y Male que con el soporte incondicional, me dan las fuerzas y el valor necesario para correr tras mis sueños, apoyándome en cada una de mis decisiones personales y profesionales, Gracias!  
Hoy cumplo un objetivo más.

## **Agradecimientos**

A todos mis queridos profesores: Ana Claudia, por su empatía y cariño desde el primer día que llegué a Curitiba, profesora usted es una en un millón; Roberto, por su invaluable colaboración en este trabajo, esto no hubiera sido posible si no contaba con usted, gracias por invitarme a conocer ILAPEO, este sueño marco la diferencia en mi vida; a todo el equipo de profesores del Mestrado de Ortodoncia: Marcos Andrés, Isabella, Ricarda, Siddartha, Ivette, Flavia que cedieron con dedicación sus enseñanzas, su entrega como profesores no solo de la disciplina sino también su visión de trabajo y de vida. Sembraron grandes semillas de anhelo de superación, de labor honesto, de trabajo al mejor nivel; seguro los frutos serán igual de grandes.

Al profesor Sergio Ignacio de estadística, sin lugar a dudas su paciencia, explicaciones, comprometimiento y entrega con este trabajo, fue una parte fundamental.

Un agradecimiento muy especial a mi orientador Augusto Andriguetto: gracias profesor por confiar en mi trabajo, por despertar mis potenciales, por sus enseñanzas sin medida, paciencia, tiempo, apoyo y amistad durante todo el periodo de curso.

A toda la familia ILAPEO; Diógenes, Lucy, Karina, Aline, Luciana, Tania y a todos los que hicieron que mi paso por el instituto sea un gran recuerdo como estudiante, su colaboración y dedicación es invaluable.

A mis compañer, amigos, colegas con los que forme una familia en Curitiba, amigos para siempre, los llevo en mi corazón.

# Sumario

Listas

Resumen

1. Introducción.....	14
2. Revisión de Literatura.....	18
3. Proposición.....	81
4. Materiales y Métodos.....	82
5. Artículo Científico.....	87
6. Referencias.....	121
7. Apéndice.....	126
8. Anexos.....	154

## Listas de Figuras

Figura 1 - Arco DKL posicionado.....	26
Figura 2 - Dimensiones del arco DKL.....	27
Figura 3A - Activación DKL por tracción y doblez distal.....	28
Figura 3B - Activación DKL con Retroligadura de la anza distal al gancho molar hasta anza distal.....	28
Figura 3C - Activación DKL como dispositivo de Anclaje y elemento activo .....	29
Figura 4A- Procedimiento de Activación por tracción distal del arco.....	31
Figura 4B - Procedimiento de Activación con Retroligadura. Amarrillo de Suzuki.....	32
Figura 5 - Procedimiento de Activación entre anzas, Conjugación de Anzas.....	34
Figura 6A - Activación Modificada por Suzuki: Activación en la Anza Distal.....	36
Figura 6B - Activación Modificada por Suzuki : Activación en la Anza Distal y entre Anzas.....	36
Figura 6C - Activación Modificada por Suzuki: Activación con Gurin.....	36
Figura 7 - Tipos de movimiento Dentario según Proporción Momento/Fuerza.....	40
Figura 8 - Pre activación de anzas en los cuerpos de prueba.....	83
Figura 9 - Maquina de ensayos “EMIC”.....	83
Figura 10 - Ensayo mecánico propiamente dicho.....	84

## Lista de Cuadros

Cuadro 1- Fuerzas optimas para el movimiento dentario ortodóntico según W. Proffit....	19
Cuadro 2- Fuerzas optimas según Jarabak, Fizzell (Raíces: corta, media o larga).....	21
Cuadro 3- Estadística Descriptiva de la variable Fuerza según activación vs pre activación (N=15).....	127
Cuadro 4- Estadística Descriptiva de la variable Momento según activación vs pre activación (N=15).....	129
Cuadro 5- Estadística Descriptiva de la variable Momento / Fuerza según activación vs pre activación (N=15).....	131
Cuadro 6- Estadística Descriptiva de la variable Carga / Deflexión según activación vs pre activación (N=15).....	133
Cuadro 7- Estadística de Coeficiente de Correlación de Pearson .....	135
Cuadro 8- Estadística de comparaciones múltiples de la variable Fuerza según activación independiente de la pre activación (N=60).....	137
Cuadro 9- Estadística de comparaciones múltiples de la variable Momento según activación independiente de la pre activación (N=60).....	139
Cuadro 10- Estadística de comparaciones múltiples de la variable Momento / Fuerza según activación independiente de la pre activación (N=60).....	141
Cuadro 11- Estadística de comparaciones múltiples de la variable Carga / Deflexión según activación independiente de la pre activación (N=60).....	143
Cuadro 12- Estadística de comparaciones múltiples de la variable Fuerza según pre activación independiente de la activación (N=60).....	145
Cuadro 13- Estadística de comparaciones múltiples de la variable Momento según pre activación independiente de la activación (N=60).....	147
Cuadro 14- Estadística de comparaciones múltiples de la variable Momento / Fuerza según pre activación independiente de la activación (N=60).....	149
Cuadro 15- Estadística de comparaciones múltiples de la variable Carga / Deflexión según pre activación independiente de la activación (N=60).....	151
Cuadro 16- Test of Between Subjecs Effects / Variable dependiente Fuerza.....	152
Cuadro 17- Test of Between Subjecs Effects/ Variable dependiente Momento.....	152
Cuadro 18- Test of Between Subjecs Effects/ Variable dependiente Momento / Fuerza..	153
Cuadro 19-Test of Between Subjecs Effects / Variable dependiente Carga / Deflexión...	153



## Lista de Gráficos

Gráfico 1 - Estadística Descriptiva de la variable Fuerza según activación vs pre activación (N=15).....	127
Gráfico 2 - Estadística Descriptiva de la variable Momento según activación vs pre activación (N=15).....	129
Gráfico 3 - Estadística Descriptiva de la variable Momento / Fuerza según activación vs pre activación (N=15).....	131
Gráfico 4 - Estadística Descriptiva de la variable Carga / Deflexión según activación vs pre activación (N=15).....	133
Gráfico 5 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable Fuerza según pre activación independiente de la activación (N=60).....	137
Gráfico 6 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable Momento según pre activación independiente de la activación (N=60).....	139
Gráfico 7 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable Momento / Fuerza según pre activación independiente de la activación (N=60).....	141
Gráfico 8 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable Carga / Deflexión según pre activación independiente de la activación (N=60).....	143
Gráfico 9 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable Fuerza según activación independiente de la pre activación (N=60).....	145
Gráfico 10 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable Momento según activación independiente de la pre activación (N=60).....	147
Gráfico 11 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable Momento / Fuerza según activación independiente de la pre activación (N=60).....	149
Gráfico 12 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable Carga / Deflexión según activación independiente de la pre activación (N=60).....	151

## Listas de Abreviaturas, Siglas y Símbolos

DKL -	Double Key Loop (Anza Dupla Llave)
$\alpha$ -	Alfa
$\beta$ -	Beta
B-Loop -	Anza Bull
M-Loop -	Anza Hongo
T-Loop -	Anza T
TD-Loop -	Anza Teardrop
Tr-Loop -	Anza Triangular
O-Loop -	Anza Opus
3D -	Tridimensional
CR <sub>e</sub> -	Centro de Resistencia
Cro -	Centro de Rotación
SS -	Stainless Steel (Acero Inoxidable)
TMA -	Beta-Ti / Titanium Molibdeno / Beta Titanium
F -	Fuerza
M -	Momento
M/F -	Proporción Momento/Fuerza
C/D -	Proporción Carga/Deflexión
KL -	Key Loop (Anza llave Simple)
Tipping -	Inclinación

## Resumen

El propósito de este trabajo fue analizar el sistema de fuerzas generado por la activación y pre activación el Arco Dupla Llave (DKL Double Key Hole Loop) utilizando el tipo de activación patrón de tracción distal, que simula la conducta clínica habitual. Se identificaron las diferencias significativas en el sistema de fuerzas según la cantidad de activación horizontal de las anzas expresada en mm: 0,5mm; 1mm; 1,5mm; 2mm, junto con el grado de pre activación que genera la unión entre anzas en grados 0, 10, 15 y 20. La muestra constituyó de 60 hemiarcos ortodónticos Dupla Llave preformados de acero inoxidable (Marca GAC) con sección transversal 0,019x0,025”, distancia interanza de 36mm, aplanados; se obtuvieron 4 grupos de 15 anzas según el grado de pre activación, haciendo un total de 16 combinaciones. En el ensayo mecánico, las anzas fueron posicionadas simétricamente entre un dispositivo de fijación y un transductor de momentos, simulando el espacio interbracket. El ensayo fue interrumpido cada 0,5mm de activación y registrada la cantidad de fuerza y de momento/torsión; consecuentemente, se obtuvieron proporciones Momento/Fuerza y Carga/Deflexión para cada 0,5mm de deformación. Los valores de Fuerza generados por el DKL aumentaron progresivamente con el incremento de la cantidad de activación y pre activación hasta llegar a 15 grados; sin embargo mostraron una mantención y/o ligera caída cuando la pre activación subió hasta 20 grados. Los momentos del anza DKL son muy elevados, generando por lo tanto proporciones M/F muy bajas, así mismo la C/D muestra valores decrecientes a medida que aumenta la activación horizontal. Llegamos a la conclusión que las variaciones tanto en la abertura de las anzas como en el angulo de pre activación causan cambios significativos en el sistema de fuerzas del arco DKL. Aunque ninguna de estas combinaciones dio valores de proporción de M/F ideales, el control vertical clinicamente puede ocurrir debido a la conjugación de anzas, elevada rigidez y espesura del alambre utilizado.

Palabras Clave: Extracción dental; Cierre de espacios; Fuerza; Retracción Anterior; Arco Dupla Llave.

## **Abstract**

The objective of this paper was to analyze the force system generated by the activation and pre activation of the DKL Double Key Hole Loop arch, using the pattern activation of distal traction, which simulates the habitual clinical behavior. The significant differences in the force system were identified by the amount of horizontal loop activation in mm: 0.5 mm; 1mm; 1.5mm; 2mm interacting with the degree of pre activation that generates binding the loops at 0, 10, 15 and 20 degrees. The sample constituted of 60 orthodontic preformed DKL hemiarches of stainless steel (Brand GAC) with a cross-section of 0,019x0,025" with an interloop distance of 36mm, flattened and sectioned into two halves, obtaining 4 groups of 15 arches according to the degree of pre activation and making a total of 16 combinations. In the mechanical test, the loops were positioned symmetrically between the fastener and the moment transducer, simulating the interbracket space ranging from mesial of the first molar to distal of the lateral incisor, where it is located the first loop; the trial was interrupted every 0.5mm activation and was recorded the amount of force and moment/torque; consequently, proportions of Moment/Force and Load/deflection for each 0.5mm strain. The results show that force values generated by the DKL increased progressively with increasing the amount of pre activation up to 15 degrees, however they showed maintenance or slight decline when the pre activation rose to 20 degrees. DKL moments are very high, thus generating very low proportions of Moment/Force, likewise the Load/Deflection shows decreasing values with increasing horizontal activation. We concluded that variations in both the opening of the loops as the angle of pre activations cause significant changes in the force system of the DKL arch. Although none of these combinations gave ideal M/F rates values, the vertical control of the DKL arch clinically could occur due to the loop's conjugation and the high rigidity and thickness of the wire used.

**Key Words:** Dental extraction; Space Closure; Forces; Anterior Retraction; Double KeyHole Loop.

## **1. Introducción**

En Ortodoncia, las extracciones dentarias son realizadas para alcanzar uno o varios de los siguientes objetivos: disolución de apiñamiento, corrección de traspase horizontal de caninos en clase II y III, retracción de incisivos superiores e inferiores en casos de biprotusión, movimiento mesial de molares, optimización de la relación oclusal así como cambio de perfil facial. Existen muchas técnicas para alcanzar el cierre de espacios post extracción; éste debe ser adecuado para cada individuo, en base a un diagnóstico y plan de tratamiento certero. Conforme el planteamiento ortodóntico, los dientes caninos son parcial o totalmente retraídos y posteriormente, es realizado el cierre de espacios remanentes por medio de un sistema de fuerzas específico. Los espacios podrán ser eliminados predominantemente retrayendo el segmento anterior, protruyendo el posterior o combinando ambos movimientos. (KULHLBERG & BURSTONE 1997)

De esa manera, el cierre de espacios es un reto importante en Ortodoncia ya que requiere la aplicación de un sistema de fuerzas definido. Una mecánica apresurada, utilizada para cualquier tipo de movimiento, se traduce en fracaso que resultaría en un colapso de arcadas y oclusión sin engranaje. Por años, los ortodoncistas han buscado un sistema de fuerzas eficiente que pueda trabajar rápidamente, con precisión, y sea efectivo para acortar el tiempo de tratamiento. Gran parte del expresivo avance de las ciencias biológicas en los últimos años se debe a la aplicación de las ciencias físicas a la biología. Sobre todo en el campo de la Ortodoncia; la física, la matemática e ingeniería pueden traer grandes contribuciones en lo que concierne al perfeccionamiento de la aparatología y principalmente ampliando el conocimiento de la biofísica en el movimiento dentario. (BURSTONE, 2002) En una situación ideal, los arcos ortodónticos deberían ser capaces de mover dientes por medio de fuerzas leves y continuas, las cuales reducirían el potencial de hialinización, reabsorción y desconfort del paciente. (KUSY, 1997) Con todo, se

pueden encontrar diferentes opiniones en la literatura acerca del nivel de fuerza que resulta en condiciones mecánicas óptimas dentro del ligamento periodontal y estructuras de soporte. (REN, MALTHA & KUIJPERS-JAGTMA 2003) La comprensión de las propiedades mecánicas y físicas de los aparatos y los sistemas de fuerzas aplicados a los dientes permite al ortodoncista entender mejor las respuestas clínicas e histológicas que ocurren mejorando así la calidad del tratamiento (BURSTONE, 2002).

La mecánica de retracción puede ser ejecutada de dos maneras distintas; mecánica con fricción o mecánica de deslizamiento y mecánica sin fricción o mecánica de cierre de espacios con anzas.. En la mecánica sin fricción, la retracción se consigue con el uso de anzas, la cantidad de activación, es decir la abertura de las mismas en los arcos precisa ser padronizada para que el ortodoncista en el momento de la activación clínica, ejecute con la seguridad de estar imprimiendo a los dientes la cantidad de fuerza próxima a la ideal para el movimiento propuesto. De manera general, los arcos son confeccionados en acero inoxidable, una aleación metálica con óptima formabilidad pero con una alta tasa de rigidez, cualquier pequeña sobre activación en la cantidad de abertura de las anzas hace que con la fuerza generada tome proporciones muy altas, capaces de causar daños a los elementos dentarios y periodonto, además de un descontrol mecánico.

Una de las grandes ventajas este mecanismo, es que el sistema de fuerza es liberado en los dientes, ya que no existe la disipación de la fuerza por fricción. Sin embargo, se torna difícil la medición del sistema de fuerzas cuando ambas extremidades de las anzas son inseridas a los brackets una vez que el momento y la fuerza son generados concomitantemente, y es difícil medir ambos (momento y fuerza) simultáneamente; el resultado es un sistema indeterminado. (CHOY et al., 2002) Otro beneficio es que actualmente, los arcos con anzas incorporadas están disponibles comercialmente prefabricados, eliminando el posible error de elaboración manual por parte del clínico. La

activación es controlada con milímetros de apertura y existe un control simultáneo sobre las pre-activaciones de segmentos y dirección sobre los dientes. Dos características importantes de las anzas utilizadas para el cierre de espacios de ortodoncia son la proporción Momento/Fuerza “M/F” y la proporción de carga/deflexión “C/D” (NANDA & DIAZ 1981). Un movimiento controlado de los dientes depende en gran medida del equilibrio de la interacción entre los aparatos de ortodoncia, estructuras anatómicas y la entrega de una biomecánica apropiada.

Uno de los diversos arcos con anzas para el cierre de espacios es el Arco Dupla Llave (DKL), utilizado y popularizado por la técnica Straight Wire de Roth. Consiste en un arco con anzas en forma de “ojo de herradura” y debido a su versatilidad, el arco DKL es considerado como varios arcos en uno, ya que incorporando modificaciones en su activación producen comportamientos diferentes durante la retracción anterior (RODRIGUEZ 2002; GREGORET, TUBER & ESCOBAR 2003).

La literatura presenta sistemas de fuerzas completos para las anzas Bull (SHIMIZU et al., 2002), anzas T (SHIMIZU et al., 2002, SOUZA et al., 2003), anzas en Gota con y sin helicoides (THIESEN et al. 2004), Teardrop o Bull modificada en diferentes configuraciones (THIESEN et al., 2013), anzas Caracol (RAO, SHRIVASTAV & JOSHI 2013) y Anza Llave Simple (RABOUD et al., 1997) es decir, magnitudes de Fuerza, Momento, proporciones Momento/Fuerza (M/F) y Carga/Deflexión (C/D) cuando son sometidas a diferentes intensidades de activación, pre-activación y con diferentes secciones transversales. Sin embargo, para el anza Dupla Llave la información permanece incompleta; existen en la literatura solo valores de fuerza horizontal y ciertas propiedades elásticas (CECILIO, 2006; MOZAQUARTO, 2009).

La cantidad preconizada de activación de las llaves es de 1 mm de apertura entre cada anza distal, pero una evaluación cuantitativa de las fuerzas que genera dicho arco

cuando construido en alambres de acero inoxidable proveerá una base científica para los clínicos poder seleccionar el un sistema adecuado y verificar su aplicabilidad clínica cuando se realizan cierres de espacios en ortodoncia.



## **2. Revisión de Literatura**

Parte del avance expresivo de las ciencias biológicas en los últimos años, se debe a una vasta aplicación de las ciencias físicas en la biología, sobre todo en el campo de la ortodoncia, la física y la ingeniería pueden traer grandes contribuciones en lo que se refiere al perfeccionamiento de la aparatología y principalmente ampliar el conocimiento de la biofísica del movimiento dentario (BURSTONE, 2002).

Para alcanzar una eficacia clínica, se requiere un sistema que entregue fuerza suficiente para mover los dientes durante de su período de uso. El sistema No Friccional utiliza fuerzas y cuplas derivadas de anzas de un segmento de arco, que consigue el cierre de espacios mediante el cierre seccional de dichas anzas, haciendo posible la aplicación de fuerzas determinadas y precisas que puedan lograr los requerimientos biomecánicos para un movimiento dentario planificado. De esta forma, en la fase de retracción anterior, el uso de anzas parece ser el método de mejor aceptación una vez que la fuerza aplicada no presente reducción de su efecto debido al atrito (STAGGERS & GERMANE 1991; ODEGAARD, MELING & MELING 1996).

Las propiedades mecánicas de las anzas utilizadas en arcos de retracción de incisivos superiores, deben estar determinadas por el equilibrio entre las fuerzas y los momentos producidos cuando el arco es activado (GJESSING, 1992). Los arcos comerciales que incorporan anzas de cierre son ampliamente utilizadas para el cierre de espacios en Ortodoncia debido a su conveniencia y facilidad de aplicación, así como el suministro de momentos favorables para controlar tipping (CHEN, ISIKBAY & BRIZENDINE 2010).

El criterio de evaluación de cada uno de estos alambres deberían ser los sistemas de carga en los dientes de destino; su aplicación en Ortodoncia (fuerzas y momentos) determinan el movimiento de los dientes en un patrón tridimensional, que incluye la

traslación, rotación, o su combinación en cada uno de los tres planos. La cuantificación del sistema 3D en un arco de alambre continuo con anzas de cierre, permite al clínico tomar una decisión informada al elegir los arcos; la incapacidad para controlar el sistema de fuerzas ortodónticas puede resultar en movimiento dentario indeseado. Su corrección lleva tiempo y reduce la eficiencia global del tratamiento.

### 2.1. Nivel de Fuerza y Movimiento Dentario

Los sistemas de fuerza están caracterizados por parámetros que expresan niveles de fuerza y proporciones Momento/Fuerza que determinan la tensión por milímetro cuadrado en el ligamento periodontal. La cantidad de fuerza aplicada a un diente y el área de ligamento periodontal sobre la cual la fuerza será distribuida, son muy importantes para determinar el efecto biológico. La respuesta del ligamento periodontal no es determinada solamente por la fuerza, mas si por la fuerza por unidad de área. Una vez que la distribución de fuerza en el ligamento periodontal es diferente para cada tipo de movimiento, se torna necesario identificar dicho movimiento para determinar los niveles de fuerza optima. Estos valores dependen del tamaño del diente; valores mínimos se inclinan para los incisivos, y los máximos para dientes posteriores (PROFFIT & FIELDS 2008).

<i>Tipo de Movimiento</i>	<i>Fuerza (gr)</i>
Inclinación	35-60
Traslación	70-120
Verticalización de raíz	50-100
Rotación	35-60
Extrusión	35-60
Intrusión	10-20

Cuadro 1. Fuerzas Optimas para el movimiento dentario ortodóntico ( Adaptado Proffit, Fields)

Fuerza Optima ha sido definida por Nikolai (1975), como aquel procedimiento que genera una máxima respuesta biológica deseada con el mínimo daño tesidual, resultando en un movimiento dentario rápido con muy poco o ningún disconforto clínico. Desde el punto de vista histológico, la fuerza optima es la que produce un nivel de presión en el ligamento periodontal que básicamente mantiene la vitalidad del tejido e inicia la respuesta máxima celular (aposición y reabsorción). Los parámetros clínicos tales como ausencia de dolor, movilidad mínima y ausencia de un periodo tardío de movimiento después de una activación, son indicios de aplicación de fuerzas optimas en el ligamento periodontal (BURSTONE, 2002).

Storey y Smith (1952) utilizaron anzas de retracción de dientes caninos para proponer el concepto de “fuerza ideal”. Liberaron fuerzas leves de 175 a 300 gr a un lado de la boca y fuerzas pesadas de 400 a 600 gr en el otro lado y verificaron que había una franja de presión optima en la inter-fase dentoalveolar, que proporcionaba el máximo movimiento dentario y observaron que en aquellos los valores por encima o por debajo de esa franja, el movimiento disminuía. La fuerza ideal para el movimiento de dientes caninos quedó de 150-200 gr y para los dientes de anclaje de 300 a 500 gr, encima de estos valores, se produciría una reabsorción solapante.

<i>Dientes</i>	<i>Raíces cortas (gr)</i>	<i>Raíces medias (gr)</i>	<i>Raíces largas (gr)</i>
----------------	---------------------------	---------------------------	---------------------------

Begg (1956) utilizó anzas verticales en un único arco para demostrar el control de rotaciones, abertura y cierre de espacios, confeccionados de alambres de acero redondos; él los consideraba capaces de realizar todos los tipos de movimientos dentarios; inclinación, traslación y torque. Atribuía su concepto que el tratamiento con alambres finos mejoraba el padrón de resultados una vez que eliminaba fuerzas excesivas ejercidas por alambres rectangulares. Fuerzas ortodónticas mas suaves provocaban mas comodidad para el paciente y menos daños tesiduales, eran fácilmente controlables y movían dientes más rápidamente. En este estudio también resaltaron la “fuerza diferencial” como aquel tipo de fuerza suficiente para mover determinados dientes, pero insuficiente para mover otros, pudiéndose utilizar su resistencia como una fuente de anclaje.

Reitan (1957) defendía los principios mecánicos en que la cantidad de fuerza empleada debe variar de acuerdo con el tipo de movimiento. Un movimiento de cuerpo durante en la fase final de cierre de espacios, requería aproximadamente de 100 a 250 gr para caninos superiores y de 100 a 200 gr para caninos inferiores. El movimiento de torque aproximadamente de 130 gr y el movimiento de extrusión apenas de 25 gr.

Siendo los arcos continuos disponibles en el mercado, configurados para retracción en masa de todo el segmento anterior (incisivos centrales, laterales y caninos), las consideraciones que siguen se basan en las fuerzas necesarias para el movimiento dentario propuestas por Jaraback y Fizell (1975) de 460-690 gr para los dientes superiores y 370-450 gr para los dientes inferiores. Los autores se basaron en datos clínicos como sensibilidad, movilidad y dislocamiento dentario complementado con una análisis radiográfico determinando un nivel optimo de fuerzas para mover diversos grupos de dientes.

Incisivos Inf	50-55	60-65	65-70
Caninos Inf	85-95	95-110	110-130
PreMolares Inf	70-80	80-90	90-100
1er Molar Inf	280-300	300-320	320-360
Incisivos Centrales Sup	65-75	75-85	85-95
Incisivos Laterales Sup	60-65	65-70	70-80
Caninos Sup	105-115	115-130	130-170
PreMolares uniradiculares	85-100	100-115	115-135
PreMolares biradiculares	100-110	120-130	130-140
1er Molar Sup	230-250	250-270	270-320

Cuadro 2. Fuerzas óptimas adaptado de Jarabak, Fizzell (Raíces: corta, media o larga)

Quinn y Yoshikawa (1985) ante las controversias entre la magnitud de fuerza necesaria y tasa de movimiento dentario, revisaron los estudios mas importantes en la literatura enfatizando cuatro hipótesis que representan dicha relación; como resultado resumen una hipótesis que en especial tiene una implicancia clínica tanto para la planificación mecánica de tratamiento como el alcance de los objetivos propuestos , - existe un aumento lineal entre tensión y dislocamiento dentario solo hasta un determinado punto a partir del cual si la magnitud de fuerza aplicada aumenta, no resultaría en un mayor dislocamiento del diente-. Recalaron además, que el aumento de fuerza encima del umbral optimo en vez de promover mayor tasa de dislocamiento dentario, generaría efectos adversos como reabsorciones radiculares y aumento del tiempo de tratamiento; aparatos que generan proporciones de carga/deflexión bajos y proporciones de momento/fuerza constantes permiten al clínico sacar ventaja del tipo de movimiento propuesto en su hipótesis

Shimizu (1995) verifica que las fuerzas ideales para la retracción de dientes después de la extracción de premolares variaban de acuerdo con los dientes a moverse. Para la retracción de caninos superiores esa fuerza debería ser próxima a 150 gr y para los

inferiores de 120 gr. Para la retracción en de incisivos superiores la cantidad de fuerza necesaria sería de 300 gr y para los inferiores de 240 gr. Para la retracción en masa de los 6 dientes anteriores superiores sería necesario 600 gr y para los inferiores de 400 gr.

Pueden ser encontradas en la literatura diferentes opiniones sobre el nivel de fuerza que resulte en condiciones mecánicas óptimas dentro del ligamento periodontal para el movimiento dentario ortodóntico. Ren, Maltha y Huijpers-Jagtman (2003) hicieron un meta-análisis al respecto de la fuerza óptima y variación de fuerzas para el movimiento ortodóntico. Encontraron en una búsqueda manual de las principales revistas de odontología y ortodoncia, alrededor de 400 artículos de investigaciones en humanos como experimentales en animales en el Medline. Los autores resumen los datos encontrados en que un óptimo sistema de fuerza es importante para una respuesta biológica adecuada del ligamento periodontal y la elección de esta fuerza está relacionada con el área de superficie de raíz, difiriendo así para cada diente y para cada paciente de manera individual. Las fuerzas que son aplicadas en las coronas de los dientes son distribuidas por toda la estructura de soporte. Por lo tanto, desde el punto de vista celular, la distribución de la fuerza, distorsión del ligamento periodontal y deformación ósea son factores críticos y la respuesta de remodelación está directamente relacionada con niveles de tensión y deformación dentro del periodonto. La fuerza ortodóntica actúa como un estímulo mecánico extrínsec que activa la respuesta biológica celular y auxilia en la restauración del equilibrio por medio de la remodelación de tejidos de soporte. Ante esta dificultad de medir la tensión y deformación en el interior de los tejidos, el conocimiento del área de superficie radicular y la cuantificación de las fuerzas aplicadas a los dientes restan como parámetros clínicos auxiliares.

## 2.2. La aleación de Acero Inoxidable o Stainless Steel SS

Las aleaciones de acero inoxidable fueron introducidas durante la Primera Guerra Mundial y al final de la década de 1930. Debido a los avances en el proceso de fabricación de los alambres, el acero gradualmente sustituyó a los arcos de oro. Estas aleaciones están constituidas de 17-25% de Cromo, 8-22% de Níquel, Carbono del 0,08-0,15% y Hierro lo restante. El término inoxidable es aplicado a aleaciones con el mínimo de 11% de cromo, material capaz de proteger la superficie del alambre contra la oxidación. De la misma manera cuando está presente el mínimo 8% de Níquel se estabiliza la fase de estructura austenítica y se incrementa la resistencia a la corrosión. De esta forma entre los varios tipos de acero inoxidable, el 18/8 es el comúnmente utilizado para los alambres ortodónticos, donde 18 y 8 son los porcentajes de Cromo y Níquel respectivamente (MUENCH, 2002).

Las propiedades de los alambres de acero pueden ser controladas por una variación de la cantidad de *trabajo al frío* y del *tratamiento térmico* durante su confección. El acero se ablanda por el calentamiento y se endurece por el trabajo al frío. Los alambres de acero son totalmente temperados son blandos y formables, y generalmente son utilizados para alambres de amarillos. Los regulares pueden ser doblados en forma deseada sin quebrarse, aquellos duros son más susceptibles a la fractura (PROFFIT & FIELDS 2008).

Los arcos de acero inoxidable se han mantenido populares desde su introducción a la ortodoncia debido a que presentan una elevada rigidez, baja resiliencia y flexibilidad, buena formabilidad, compatibilidad y posibilitan la soldadura o fusión además del bajo costo.

Burstone y Goldberg (1980) abordaron la evolución histórica de los tipos de aleaciones utilizadas en la mecánica ortodóntica y evaluando sus pros y contras, justificaron su objetivo en el desenvolvimiento de una aleación que ofreciese el total equilibrio y superioridad de características sobre las cuales eran utilizadas. Destacaron que,

además de las propiedades requeridas de un alambre variasen de acuerdo con su aplicación, en general, tres características serian fundamentales en la determinación de un alambre superior: 1) recuperación elástica, o sea capacidad de mayor deflexión sin deformación permanente permitiendo mayor intervalo de activaciones, 2) menor rigidez que el acero posibilitando que los alambres de mayor calibre para control de movimiento fuesen capaces de producir fuerzas mas leves y 3) mayor formabilidad pudiendo ser fácilmente configurado sin fracturarse.

Odegaard, Meling y Meling (1996) ante las evidencias de la aplicación de fuerzas por medio de anzas de retracción generan una tendencia de inclinación de los dientes anteriores, y para anularla se impone la necesidad de incorporación de torque entre las anzas, investigaron acerca de la torsión en diferentes tipos de anzas confeccionadas en arcos rectangulares. Al intentar describir los efectos de la forma de anzas sobre la rigidez del alambre, verificaron que el grosor del alambre y la geometría de las anzas podrían ejercer influencia sobre su rigidez. Concluyeron que los alambres de menores espesuras mostraron mayor flexibilidad sobre la torsión. Igualmente, una pequeña variación en la espesura podría causar alteraciones en la rigidez para un mismo tipo de anza. Anzas de cierre reverso tienen a obtener el mayor incremento de flexibilidad, mientras que una anza Bull cambia el efecto torsional al mas bajo, con rigidez elevada. Las anzas T demostraron ser los mejores formatos cuando se desea reducción en la rigidez y aumento de flexibilidad.

### 2.3. El Arco Dupla Llave – DKL

El diseño original del arco DKL o Anza Dupla Llave, fue idealizada por John Parker y modificada por Hideo Suzuki, denominándola Dupla Llave Versátil, es utilizada en la técnica Straight Wire de Roth (SUZUKI et al., 2007).



El Arco Dupla Llave (DKL) es un alambre de acero inoxidable que posee 4 anzas verticales en forma de “Ojo de Herradura”, dos en cada hemiarcada y situadas proximales a los caninos, es decir mesial y distal. Se comporta como un arco continuo que trabaja en tres regiones, dos posteriores y una anterior. Su mecanismo de acción es complejo y versátil, posibilitando variadas formas de activación y movimiento dentario (GREGORET, TUBER & ESCOBAR 2003; RODRIGUEZ, 2002).

Normalmente son comercializados en conjuntos de diferentes tamaños, es decir la distancia entre los pares de anzas (interanza), y son ofrecidos en grosores de 0,019”x0,025” o 0,021”x0,025”. Por medio del arco DKL, se puede realizar la retracción anterior utilizando diferentes tipos de activaciones que son seleccionadas de acuerdo a la necesidad de control vertical de los dientes anteriores, siendo posible hacer un movimiento de retracción acompañado con intrusión, manutención vertical o permitiendo la extrusión de estos dientes. Debido a su versatilidad, el arco DKL no puede ser considerado como un arco único porque insiriendo modificaciones en su espesura y forma de activación puede provocar comportamientos muy diferentes, haciendo de él una opción para cierre de espacios con buen control de los grupos dentarios. De manera general, el calibre más utilizado es el 0,019x0,025” que es una dimensión adecuada para la técnica de slot 0,022”. Cuando este arco está instalado, ambas anzas deben estar equidistantes a mesial y distal del bracket de cada canino (Figura. 1) (GREGORET, TUBER & ESCOBAR 2003).



Figura 1. Arco DKL posicionado

La escala de numeración de los arcos DKL es en milímetros y mide la distancia existente entre ambas anzas mesiales con una diferencia de 2 mm en cada una de las medidas (Figura. 2) Estas anzas tienen entre sí una separación padronizada de 8mm. Este espacio permite la inserción en la ranura del canino de a porción de arco situada entre ellas dejando 2 mm de cada lado del bracket. Dada dicha padronización de tamaños, algunos casos no permite alcanzar la equidistancia entre brackets y anzas. Entonces, se tendrá precaución de que el tamaño escogido permita que la anza mesial quede separada del bracket del canino por lo menos de 2 mm para hacer posible su activación. Debido a esas características, es indispensable para el uso del DKL que la región anterior de la arcada, de canino a canino no presente diastemas y esté conjugada como grupo, siendo necesario unir los 6 dientes anteriores con una ligadura continua rígida que conserve los puntos de contacto. Cuando se producen pequeños espacios, se utilizará una cadena continua elástica para cerrarlos, antes de la instalación del arco DKL (GREGORET, TUBER & ESCOBAR 2003).

En ese momento, la arcada dentaria está nítidamente dividida en tres sectores, dos posteriores y un anterior, mediando entre ellos los espacios de extracciones.



Figura 2. Dimensiones del arco DKL.

<b>Escala DKL en milímetros</b>	
22mm	36mm
24mm	38mm
26mm	40mm
28mm	42mm
30mm	44mm
32mm	46mm
34mm	

Generalmente, el grupo anterior es formado por los incisivos y caninos e incluye a los primeros pre molares en casos de exodoncia de segundos premolares. Vale la pena recordar que la elección de las extracciones se basa en facilitar los movimientos de cierre de espacios. Cuando se necesita mayor distalización de los caninos, por retrusión de todo el segmento anterior o por resolución de un apiñamiento serán extraídos los primeros premolares. Por el contrario, si predomina la mesialización del molar los movimientos de sector anterior, deben optarse por los segundos premolares. Obedeciendo a eso, los espacios estarán localizados por distal del canino o del primer premolar, y en determinados casos serán asimétricos, que se realizara la extracción de un primer premolar en una hemiarcada y un segundo premolar en la otra hemiarcada.

Al instalar el arco DKL, los espacios serán únicos en cada hemiarcada y están localizados convenientemente de acuerdo con el tipo dentario a ser realizado. Por ser arco de gran calibre, las arcadas estarán perfectamente preparadas para que sea posible su instalación. La secuencia arcos previa no debe ser solo el alineamiento de los dientes, sino también alcanzar la expresión de los torques de los brackets de cada uno de ellos. Dicha secuencia previa incluye a los arcos rectangulares de un calibre similar al de DKL para permitir un perfecto deslizamiento del arco en las ranuras; este es un requisito

indispensable para mantener un buen control de los movimientos de grupos dentarios involucrados. Antes de instalar los arcos, se tendrán definidas la dirección y magnitud de los movimientos requeridos por esos grupos: retrusión de la región anterior, mesialización de posterior o una combinación de ambos movimientos. De acuerdo con ellos, se realizaran no solo las modificaciones en el arco, sino también seleccionadas la forma mas apropiada para activar y que ese cierre se realice en el sentido planeado (GREGORET, TUBER & ESCOBAR 2003).

Hablando de la activación propuesta por Gregoret, Tuber y Escobar (2003), como se trata de un arco que tienen incorporadas cuatro anzas de cierre, el arco DKL puede comportarse como un resorte, o en algunos casos esas anzas se mantendrán pasivas y serán utilizadas como elementos de anclaje para ligaduras elásticas o resortes espirales que serán en ese caso los elementos activos. En una primera opción, la activación consiste en abrir las anzas, ya sea traccionando y doblando el arco por distal de los dos molares (*activación estándar*), o a través de una ligadura metálica que sujeta al gancho del molar y llega hasta la anza distal provocando su apertura (Figura. 3 A y B) Cuando se utiliza el DKL como un dispositivo de anclaje, se adiciona un elemento activo a el; por ejemplo: resorte, cadena elástica (Figura. 3C).

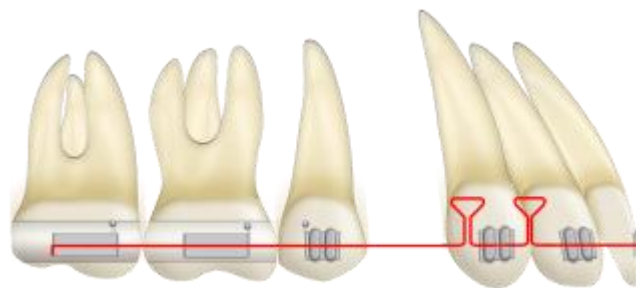


Figura 3A - Activación DKL por tracción y doblez distal.

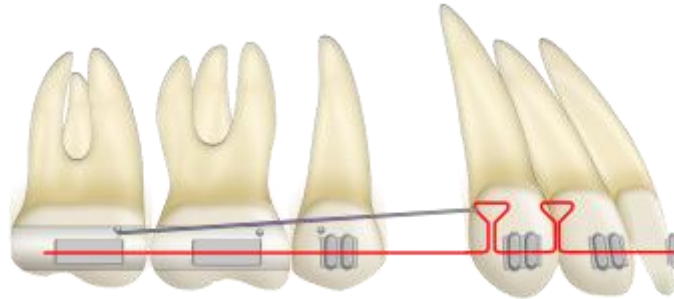


Figura 3B - Activación DKL con Retroligadura del anza distal hasta el gancho molar.

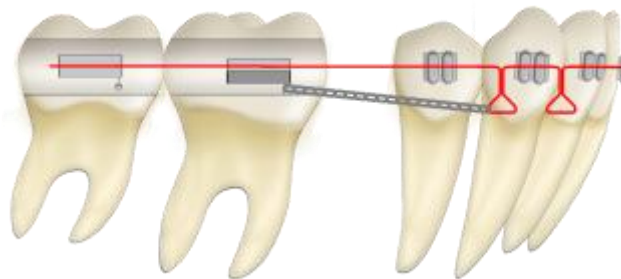


Figura 3C - Activación DKL como dispositivo de Anclaje y elemento activo.

Se debe definir cual es el movimiento deseado; la retrusión de la región anterior, la mesialización de las regiones posteriores o una combinación de ambos movimientos. Esta diferenciación surge de las áreas de superposición de donde también se expresaran otras características de los movimientos a ser realizados: torque necesario en la retrusión, extrusión o intrusión de incisivos, cantidad de pérdida de anclaje, etc. En principio, una activación de DKL pone en antagonismo a la región anterior con los dientes posteriores de la arcada y se manifestaran con movimientos dentarios en la región que ofrezca menos anclaje. Si nos referimos al anclaje, es la resistencia al desplazamiento que ofrece los dientes dependiendo de varios factores: tamaño y forma radicular, características topográficas, hueso circundante, características de oclusión, musculatura del paciente (GREGORET, TUBER & ESCOBAR 2003).

#### 2.4. Consideraciones generales sobre la activación del DKL

El arco DKL puede ser utilizado para cierre de espacios, sobre los dos conceptos mecánicos diferentes:

- a) Utilización del arco como resorte, basada en la apertura de las anzas que inducen una fuerza de cierre para recuperar su forma inicial. Esta activación puede realizarse de dos maneras.

##### *1) Activación por tracción distal del arco*

Esta activación se realiza abriendo las anzas mediante la tracción del arco a distal en región del molar provocando la abertura de las anzas en una magnitud que no supere 1 mm, y completando el procedimiento doblando el arco por distal del tubo con la finalidad de mantener esa activación (Figura. 4A). La respuesta a la activación realizada, se manifiesta en dos tiempos. En un primer momento, a nivel de incisivos y caninos, se produce una retro-inclinación coronal. En un segundo momento, la sección del arco actuando en las ranuras alcanza la recuperación de torque y de inclinación del canino. Para que esa recuperación se concluya, será necesario prolongar el tiempo entre las activaciones. Eso provoca un rápido cierre de ellas que no se debe interpretar como una ganancia de movimiento deseado. El proceso de reabsorción y aposición necesita que el estímulo sobre el periodonto persista. Las zonas que primero absorben las fuerzas de activación del DKL son las región cervico-palatina o lingual de los alveolos de los incisivos y la porción cervico-distal del alveolo del canino, produciendo así, ese primer efecto de retro inclinación de dientes. En el canino, esa verticalización inclina aun mas la ranura del

bracket para mesial e incisal, guiando el arco en esa dirección y potencializando así, el arqueamiento de la curva con intrusión del sector lateral de la arcada y la extrusión de los incisivos. Eso tiende a crear una mordida abierta lateral y una sobre mordida en la región anterior. Por otro lado, debido a la magnitud de su superficie radicular, será el diente que más tiempo demore en recobrar su inclinación correcta (GREGORET, TUBER & ESCOBAR 2003).

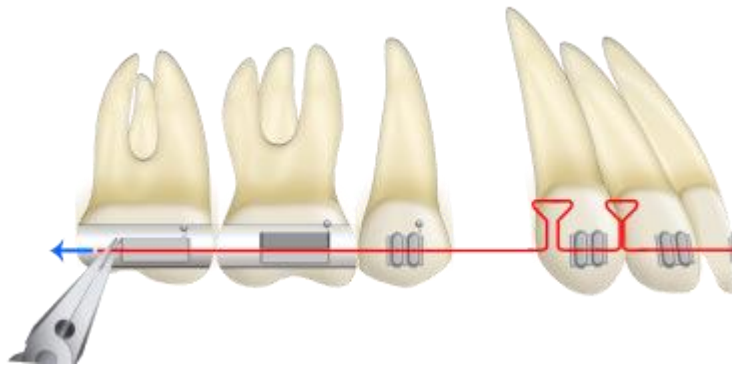


Figura 4A - Procedimiento de Activación por tracción distal del arco (Estándar)

Según el mismo autor, el periodo apropiado para las activaciones debe estar entre 6 a 8 semanas. No obstante antes de cada activación, se aconseja observar clínicamente para determinar si es oportuno hacerla en ese momento. Las referencias a ser consideradas son dos: que el arco no presente ningún tipo de curvatura y concavidad oclusal y que el canino haya recuperado su inclinación correcta. Cuando haya transcurrido el tiempo indicado, se observa una mínima curvatura o inclinación del canino para distal. El arco debe ser activado nuevamente. Se esperará hasta que ambas situaciones se normalicen. Si las activaciones son más frecuentes no se dará tiempo para que se realice la segunda fase de movimiento de los dientes anteriores, es decir no recuperara el torque de los incisivos ni tampoco la correcta inclinación de caninos.

## 2) Activación con ligadura acero o retro ligadura

Otra forma de activar este arco es mediante una ligadura metálica que va del gancho del tubo vestibular del molar hasta la anza distal del DKL. Se abren las anzas con una pinza Weingardt y se consolida esa activación con una ligadura metálica. El arco DKL no se dobla por distal del molar (Figura. 4B) La diferencia fundamental entre esa forma de activación y la que se realiza con tracción distal, consiste en la posición que asume el sector anterior del arco. La tracción realizada por la ligadura en el ángulo disto gingival de la anza distal provoca su inclinación para distal acompañado de la inclinación del sector anterior del DKL para gingival con el consecuente aumento del torque positivo. Según dichos autores, entre las ventajas de este tipo de activación están: la mejora de capacidad de recuperación de torque de los incisivos superiores, evita la extrusión de la región anterior, movimiento del canino para distal, minimizando el efecto de retro inclinación coronal, reducción del efecto de intrusión en el sector lateral además asociado al movimiento intrusivo anterior, manteniendo nivelado el plano oclusal y eliminando la necesidad de movimientos de ida y vuelta Cuando es necesaria una retrusión de gran magnitud, la activación con retro ligadura es la más apropiada.

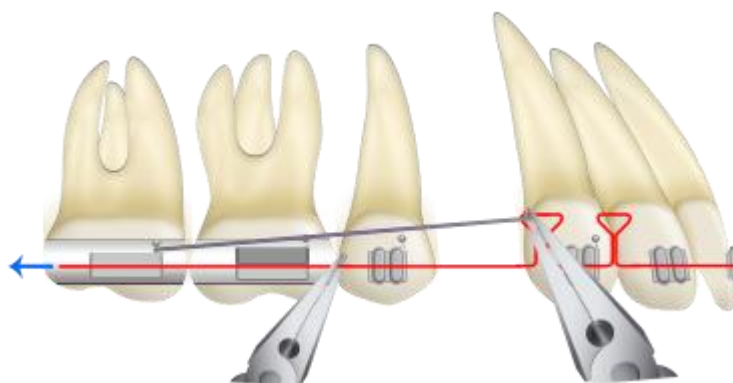




Figura 4B - Procedimiento de Activación con Retroligadura, Amarillo de Suzuki

- b) Utilización del arco como anclaje para instalación de módulos elásticos. Se utilizan en casos especiales para favorecer la migración mesial de la región posterior. El arco, en ese caso debe permanecer pasivo, con sus dos anzas cerradas. Las distales serán utilizadas como anclaje para los elementos auxiliares que tomaran ahí su punto de apoyo para aplicar las fuerzas de los dientes posteriores los cuales se quiere mover

Los autores Gregoret, Tuber y Escobar (2003) preconizan la magnitud de activación de las anzas debe ser muy suave. Se utiliza como parámetro para la activación de 1mm o el grosor de un arco redondo de 0,016". Después de la activación, las anzas debe estar abiertas un tanto que permita el pasaje de este arco sin juego.

### *2.3.1. Modificaciones del Arco DKL*

Suzuki y Lima (2001) en una retrospectiva realizada respecto a los recursos mecánicos para el cierre de espacios, focalizaron su atención en los arcos de retracción de Dupla Llave (DKH) idealizado por Parker y utilizado en la mecánica de Roth. Resaltaron que estos arcos se mostraron altamente competentes en la preservación del anclaje, control vertical y torque, y dependiendo de los objetivos de tratamiento y consecuente necesidad de anclaje. Para la obtención de anclaje máxima preconizaban al uso del arco de espesura 0,021x0,025" con segmento anterior anodizado, activado con amarillo de 0,25" del gancho del primer molar hasta la 2da llave, debiendo estar conjugados entre 1er y 2do molar y 2dos premolares entre si. Para la obtención de anclaje medio recomendaron el arco de espesura de 0,019x0,025" justificando que la diferencia de dimensiones entre el alambre y el canal de encaje de los brackets proporcionaría un deslizamiento recíproco de los segmentos anterior y posterior. El arco también recibe activación con amarillo 0,25" del

gancho del primer molar hasta la 2da anza, pero sin conjugar dientes posteriores. Para anclaje mínimo utilizaban el arco de espesor 0,021x0,025” con los segmentos posteriores anodizados y la activación igual a la utilizada para anclaje media. Después de la mesialización de los primeros molares, el arco pasaría a ser activado del gancho del segundo molar hasta la 2da llave. Enfatizaron además los cuidados de control de curva de spee y torque cuando se utilizaron anclaje media y máxima sugiriendo amarrar las anzas entre si de ambos lados, provocando un efecto gable, con un intento de minimizar el efecto de extrusión que sucede en el segmento anterior.

Rodrigues y Almeida (2002) publicaron un artículo sobre la mecánica de retracción con Arco Dupla Llave con la prescripción de la técnica de Straight Wire simplificada. Preconizaron el uso del arco Dupla Llave para conseguir el movimiento de los dientes anteriores como de los posteriores, con un óptimo control de posición de corona y raíz. El uso de brackets Tip-Edge facilitó el deslice de todos los dientes posibilitando un tratamiento más rápido y con niveles de fuerza más bajos. Consideraron la activación con *Amarillo de Suzuki* (amarillo metálico que va de la segunda anza hasta el tubo del 1er molar) porque facilita el control y la cantidad de la fuerza aplicada. La activación de las anzas, llamado en el artículo *Amarillo de Kazumi* (amarillo metálico entre anzas); puede usarse como parámetro para la cantidad de activación la espesura de un alambre redondo de 0,16. Después de la activación, las anzas deben estar abiertas a un tanto que permita el pasaje de este alambre libremente. La cuantificación de la fuerza vertical de efecto gable, para los dientes anteriores en caso de mordida profunda, queda establecida cuando el arco es insertado en los brackets de todos los dientes, menos de los anteriores, relacionándose con estos llegando al nivel cervical de los incisivos centrales. En los casos de severas mordidas profundas se realizaran la unión de las anzas, de cada lado, por alambres de

amarillo o confección de un círculo en la base de la segunda anza, que optimiza el Efecto Gable.

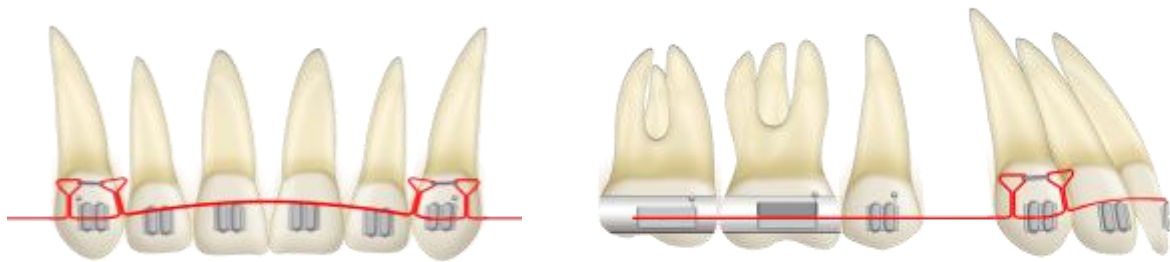


Figura 5. Procedimiento de Activación entre anzas “Amarillo de Kazumi”.

A) Vista Frontal; B) Vista Lateral.

Los autores preconizan que la primera activación debe ser hecha en la mandíbula, solamente cuatro semanas después se hace la activación en el maxilar, para la mantención del contacto incisal; los autores recomiendan la colocación de elásticos Clase II en la anza mesial del arco. De esta manera, las anzas son activadas alternadamente, cada cuatro semanas, proporcionando un intervalo de 8 semanas entre las activaciones de la misma arcada.

Suzuki et al. (2007) propusieron un nuevo modelo de anza Dupla Llave, construido con un alambre de acero  $0,019 \times 0,025''$  o  $0,020 \times 0,025''$ , que tiene como principal cambio la inserción de un helicoide junto a la anza distal, posibilitando así una mayor flexibilidad durante la activación por el método de amarillo de Suzuki. Este sistema como nuevo modelo de anza, juntamente con la utilización del bracket versátil Barbosa y una anza de anclaje recibió el nombre de Sistema Versátil. Se utiliza en la fase vestibular de los primeros molares superiores en un tubo triple o doble en los primeros molares inferiores. En el tubo cervical accesorio, se puede inserir una anza de anclaje construida de alambre

0,021x0,025". Esta anza cuando inserida en el tubo cervical queda mas próxima al centro de resistencia. Su activación permite retracción por método de deslizamiento y es activada simultáneamente la anza, también por el método sin atrito, siendo denominado método de retracción combinado con refuerzo de anclaje.

Dobranski et al. (2009) analizaron la dirección, distribución e intensidad de fuerza en el ápice radicular de caninos e incisivos, cuando el arco de Dupla Llave o DKL , de sección rectangular SS es activado en modelos foto elásticos con activaciones modificadas en la anza distal, activación entre las anzas y activación con Gurin. Fueron montados nueve modelos foto elásticos de un arco dentario inferior, sin los primeros premolares ni terceros molares, con brackets In-Ovation y arco DKL. Para cada tipo de activación fueron creados tres modelos y cada uno de ellos fue fotografiado en tres posiciones, para el análisis cuantitativo y cualitativo: a) en la región de los dientes posteriores (para lograr la calibración de la fuerza) con 20° en relación al objetivo, b) región de incisivos con 90° perpendicular al objetivo y c) región de canino izquierdo con 130.

Los modelos fueron fotografiados con los tres tipos de activaciones modificadas:

- a) DKL con activación en la anza distal, también llamada *Amarillo de Suzuki*
- b) DKL activación en la anza distal (*Amarillo de Suzuki*) y entre anzas (*Amarillo de Kazumi*)
- c) DKL y activación con Gurin.

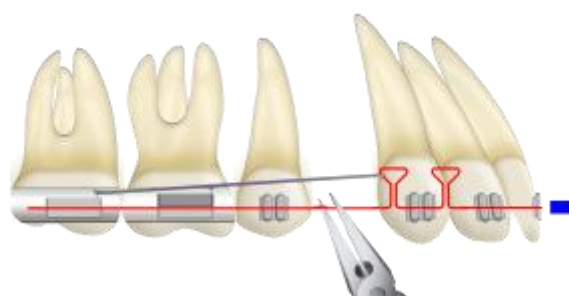


Figura 6A- Activación Modificada por Suzuki. Activación en la Anza Distal – Amarrillo de Suzuki.

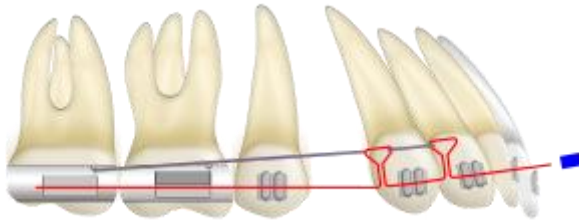


Figura 6B - Activación Modificada por Suzuki Activación en la Anza Distal – Amarrillo de Suzuki y entre anzas – Amarrillo de Kazumi.

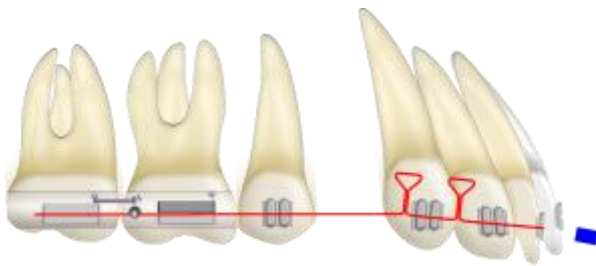


Figura 6C - Activación Modificada por Suzuki. Activación con Gurin.

Fue hecha la comparación de los tres tipos de activación, evaluando la respuesta en los incisivos centrales inferiores. Constataron que, en el 100% de las caras mesiales y distales de los incisivos centrales inferiores, ocurrió un fuerte blanqueado de la zona sugiriendo que en todos ellos existía una fuerza de retracción. En la región apical, se observó un leve blanqueamiento en la activación con Gurin, lo que sugiere que hay una pequeña o ninguna fuerza intrusiva. Con la activación en la anza distal, se observó un grande blanqueamiento lo que puede apuntar una moderada fuerza intrusiva. Con la activación entre las anzas y amarillo de Suzuki, se observó una formación en primera

franja con blanqueamiento y colores amarillo, magenta y cian, lo que insinúa una gran fuerza intrusiva.

Fue hecha la comparación entre los tres tipos de activación, evaluando la cantidad de tensión producida por las activaciones en el arco. Constataron que, en la activación con Gurin, la tensión mecánica fue mayor en la región de canino, pues produjo un halo con mayor perímetro. En la activación con amarillo de Suzuki, hubo una distribución mas uniforme de la que hay con Gurin entre incisivos y caninos; en la activación entre anzas y amarillo de Suzuki, la tensión mecánica fue mayor en las regiones de los incisivos, aproximadamente el doble de la obtenida con la activación con Gurin.

Los autores concluyeron que, la fuerza aplicada en el bracket por medio de la activación del arco en la anza, puede producir en la región de incisivos un movimiento de retracción sin intrusión, pues funcionando como un *doble Gable*, produciría una fuerza contraria a la fuerza extrusiva inherente a la contracción de la anza. La activación entre las anzas y amarillo de Suzuki puede producir en los incisivos, movimiento de retracción con intrusión y movimiento de torsión distal de las raíces. Y la activación con Gurin puede producir movimiento con menor componente intrusivo entre las diferentes mecánicas testadas, pues no hay compensación para el efecto extrusivo inherente a la contracción de la anza del alambre de acero como el *doble Gable*. En la región de caninos, la activación con el amarillo de Suzuki puede producir un movimiento de retracción sin intrusión, pues funcionando como un *doble Gable*, produciría una fuerza contraria a la fuerza extrusiva, inherente a la contracción de la anza. La activación entre anzas y la activación de Amarillo de Suzuki pueden producir un movimiento de retracción con intrusión. Concluyeron que la activación con Gurin puede producir un movimiento de retracción con menor componente intrusivo entre las diferentes mecánicas testadas, pues no hay compensación para el efecto extrusivo inherente a la contracción de la anza.

#### 2.4. Propiedades Mecánicas de las Anzas de Retracción

Según varios investigadores, el desempeño mecánico generado por las anzas durante el cierre de espacios remanentes de extracciones, está directamente relacionado con su configuración, pues sus características proporcionarán un sistema de fuerzas específico según las variaciones en forma y particularidades (BURSTONE, 1966; BURSTONE & KOENIG 1976; BURSTONE, 1982; GJESSIN, 1985; GJESSING, 1992). Por lo tanto, la construcción y la utilización de las anzas de retracción exigirán conocimiento de los principios físicos, especialmente de aquellos que hablan respecto a proporciones Momento /Fuerza (M/F) y Carga/Deflexión (C/D) (BURSTONE, 1966, 1982; NANDA & DIAZ. 1981). El mecanismo ideal para el movimiento ortodóntico sería aquel que presentase una relación entre C/D baja y M/F alta. La mayoría de los trabajos de la literatura se refieren a arcos segmentados y pocos son los estudios realizados abordando el tema de estas relaciones con la utilización de la técnica Straight-Wire que trabaja con alambres continuos.

La proporción Momento/Fuerza es una característica fundamental del dispositivo de cierre de espacios; establece la manera en la cual el diente se moverá por medio de la determinación de su centro de rotación (BURSTONE & KOENIG 1976; SMITH & BURSTONE 1984; MELSEN, FOTIS & BURSTONE 1990). Consiste en la relación entre la cantidad de momento y fuerza aplicada al diente, considerando que el centro de resistencia - CRe, determinado de esta forma, es el centro de rotación - CRo.

Efectivamente, la aplicación de una fuerza simple en el *bracket* provocará un movimiento de inclinación descontrolada, haciendo que con el centro de rotación quede en una posición ligeramente apical en relación al centro de resistencia, obteniendo una

inclinación de la corona en la misma dirección de la fuerza aplicada al bracket, y una inclinación de la raíz en dirección opuesta. Si se asocia una determinada cantidad de momento y magnitud de fuerza, el CRO se dislocará para el ápice radicular y ocurrirá un movimiento de inclinación controlada, cuando la corona se inclina en la misma dirección de la fuerza y el ápice permanece en el mismo lugar. Aumentando la cantidad de momento y consecuentemente la proporción M/F, el CRO se dislocará apicalmente para el infinito y provocará un movimiento de traslación. Aumentando aun mas esta proporción M/F el CRO se dislocará para incisal produciendo movimiento solo radicular. Persistiendo aun mas el aumento de esta proporción, el movimiento radicular será de gran amplitud con la corona dislocándose en dirección opuesta a la fuerza aplicada.

Según Burstone y Pryputniewics (1980) para que suceda un movimiento de inclinación controlada, sería necesaria una anza con características tales que produjese una proporción M/F de 7,1/1. Para el movimiento de traslación sería necesaria una proporción de 9,9/1 y para el movimiento radicular de 14/1. Posteriormente, Smith y Burstone (1984) preconizaron una proporción M/F de 8/1 para el movimiento de inclinación controlada, de 10/1 para la traslación y para el movimiento radicular de 12/1. Tanne, Koenig y Burstone (1988), recomendaron que las proporciones de M/F para la inclinación controlada, traslación y movimiento radicular fueran de 6.52, 8.30, 9.53 respectivamente.

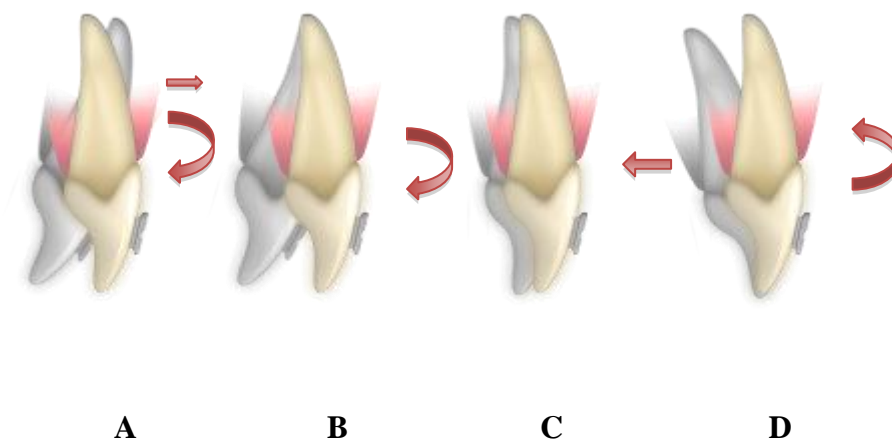




Figura 7. Tipos de movimiento dentario según la proporción Momento / Fuerza. A) Inclinación descontrolada; B) Inclinación controlada; C) Traslación; D) Movimiento Radicular.

La proporción Carga/Deflexión, es la cantidad de fuerza necesaria para producir activación de un dispositivo ortodóntico, y cuanto mas próxima a cero, mas leves y constantes serán las fuerzas liberadas por tales dispositivos. Esta proporción ha sido estudiada a fondo por varios autores debido a su relevancia en la especialidad (BURSTONE, 1966; BURSTONE & KOENIG 1976; BURSTONE, 1982; GJESSING, 1985). Para Burstone (1962) anzas con baja proporción C/D liberan fuerzas mas constantes durante su desactivación, ya que existiría una menor variación de fuerza para cada milímetro de activación.

Burstone (1966) propuso una filosofía de tratamiento ortodóntico en la cual resaltaba el control del sistema de fuerzas. Citaba tres variables que podrían determinar el éxito o fracaso del tratamiento ortodóntico: la proporción Momento/Fuerza, la magnitud de fuerza y momento y finalmente la constancia de dichas variables. Afirmó también que mantener constante la fuerza de una anza ortodóntica dependería la proporción de Carga/Deflexión que esta libere, y si esta se aproxima a cero, entonces la fuerza se volvería mas constante. A partir de estos principios, presentó una configuración de anza para la retracción de caninos e incisivos. Se trataba de una anza construida en acero inoxidable 18/8. Para la retracción de canino seria fabricada en alambre 0,10x0,20" de configuración cuadrada, con cuatro helicoides, de 4 a 6 mm de altura. Para una anza con 6 mm de altura, una activación de 7 mm resultaría en una fuerza de aproximadamente 200 gr, en la media disparía 25 gr para cada mm de movimiento dentario. Después de 3 mm de desactivación, la anza debe ser reactivada para mantener un nivel de fuerza más constante.

El mecanismo de retracción anterior (caninos e incisivos) genera, en los segmentos posteriores, una fuerza con la misma intensidad en sentido contrario, confirmando la

tercera ley de Newton que establece que para cada acción hay una reacción de igual intensidad y dirección opuesta, el no mantener la posición de las unidades de anclaje lleva a una pérdida de anclaje, que significa una retracción anterior incompleta, es decir la mesialización del segmento posterior. Varios autores ya aseguraban que el control de anclaje esta relacionado con la cantidad de fuerza generada por el sistema de fuerzas durante el mecanismos de retracción. (STORE & SMITH 1952, BEGG, 1956, STEINER, 1960) Un refuerzo de anclaje se puede lograr mediante la inclusión de tantos dientes como sea posible a dicha unidad de anclaje; otros métodos de refuerzo tradicionales pueden ser: el uso de elásticos intermaxilares, arco transpalatino, botón de nance, arco extraoral con uso de horas recomendadas, fuerzas musculares, anclaje cortical, el uso de torque, etc. Sin embargo, todos estas técnicas necesitan de cooperación por parte del paciente y tiempo del clínico (GÜRDAY & ORHAM 1997; PARK, 2000; UPADHYAY & YADAV 2007). Actualmente, con el advenimiento de los mini implantes como anclaje esquelético, el total control de ausencia de movimiento de segmentos dentarios, ya sea de forma directa o indirecta, es una realidad. Según Burstone (2002), para lograr la máxima eficiencia clínica en la elaboración del plan de tratamiento, es riguroso que se apliquen conocimientos actualizados de evolución científica, principalmente a la aplicación de la biofísica en los aparatos ortodónticos, de modo que estos conceptos físicos aplicados a la ingeniería mecánica proporcionen al aparato ortodóntico tres características primordiales: 1) permitir un diseño específico perfeccionado de dispositivos ortodónticos, 2) posibilidad de cuantificar de los sistemas de fuerzas aplicados a los dientes, comprendiendo las respuestas clínicas e histológicas y 3) originar mejores resultados de tratamiento, minimizando efectos colaterales indeseables decurrentes de una falta de conocimientos de física, necesarios para ajustes determinados del aparato. Para el autor, los principales problems relacionados con el movimiento dentario son primeramente el tipo de sistema de

fuerzas requerido para producir un centro de rotación deseado y segundo las magnitud de fuerza considerada optima para el movimiento del dientes. (SHIMIZU et al., 2002)

Las anzas de cierre de espacios cuando son bien planeadas promueven un tipo de movimiento dentario más continuo, eliminando así el concepto de fuerzas intermitentes. En el uso de esta mecánica, tres importantes criterios deben ser utilizados: numero uno la posición de la anza; en segundo lugar la pre activación; y por ultimo el diseño, para obtener un mayor control de movimiento dental. Entonces surge la interrogante: ¿Cuánta fuerza es clínicamente necesaria para el cierre de espacios dentarios? De hecho, se aplica una amplia gama de fuerzas dependiendo del tipo de mecánica a realizar.

#### 2.5. Comportamiento Clínico de las Anzas - Revisión a lo largo del tiempo

Bull (1951), enfocándose en el tratamiento de las maloclusiones de clase II división 1 de Angle con extracciones de primeros premolares, preconizaba la utilización de un arco de retracción seccionado, construido con alambre de acero inoxidable 0,0215x 0,025” para la retracción parcial de caninos en una cantidad suficiente que permita a los incisivos alinearse. Recomendó en ese año la construcción de una anza vertical cerrada, ubicada en el espacio de la extracción y un omega en mesial de molar, pero lejos del tubo para permitir la activación de la anza vertical anterior. Esta activación no debería pasar 1 mm, recomendando ser activada cada 3 semanas para técnica seccionada; para los arcos continuos la activación era de 2 mm en presencia de efecto Gable, con el objetivo de paralelizar raíces de canino y segundo premolar. Esta anza es conocida como Anza Bull o Bull Loop. En el arco de retracción seccionado superior, había una pequeña anza adicional ubicada detrás de la anza principal de retracción, lo que permitía la utilización de elásticos de clase II, logrando la mesialización del segmento postero-inferior, junto a la retracción

superior. Entonces, se recomendaba la utilización de arcos continuos con presencia de anzas verticales para el cierre de espacios con una activación máxima de hasta 1,5mm.

Halderson, Johns y Moyers (1953) estudiaron las magnitudes de fuerza capaces de provocar el movimiento dentario. Comprobaron que un anza vertical construida de alambre de acero inoxidable de 0,0215x0,0275” de 9 mm de altura y activada 1 mm, liberaba 800 gr de fuerza a cada lado, siendo 1600 gr distribuidos en los 6 dientes anteriores. Concluyeron que para aquellos que utilizaban este método de cierre de espacios, se sugeria el uso de alambres rectangulares o cuadrados de sección mas pequeña, o el uso de aleaciones y alambres menos rígidas para todos los procedimientos con anzas verticales, que no generen fuerzas tan pesadas. Destacaron también que la respuesta periodontal varia con la intensidad o cantidad, duración, dirección y distribución de la fuerza aplicada. De esta forma, la proporción del movimiento es ampliamente determinada por la velocidad con que la membrana periodontal restablece la circulación en las áreas de presión y tracción. Por ejemplo, los movimientos de inclinación resultan en rápidas alteraciones óseas; movimientos de traslación e intrusión, obstruyen un gran porcentaje de circulación periodontal y se procesan con dificultad.

Reitan (1957) explica la importancia de los principios mecánicos involucrados especialmente cuando se compara un movimiento de tipping y un movimiento de cuerpo; en un movimiento de tipping la presión de la fuerza se concentra en una área circunscrita de la región marginal y una segunda área de presión creada en la región apical: para un movimiento de cuerpo la fuerza es distribuida a lo largo de la superficie ósea en el lado de presión; recalando que la fuerza puede proveer una carga “ligera” para los tejidos si esta es distribuida a lo largo de toda la superficie de la raíz, o cuando la fuerza se concentra en una área pequeña del ligamento periodontal la carga se convierte en pesada. El autor consideró que un arco segmentado con anza vertical tipo Bull, cuando era activada 1 mm

generaba 500 gr de fuerza, propiciando la mesialización de segmento posterior, mientras que los caninos no se movían debido a la formación de áreas hialinizadas. Por otro lado, en un arco continuo para cierre final de espacios, estas anzas proporcionaban una reacción mas favorable ya que involucraba mayor número de dientes en ambos lados del espacio.

Burstone, Baldwin y Lawless (1961) exploraron los principios biomecánicos de la fuerza continua deliberada en ortodoncia. Concluyeron que las fuerzas mas constantes a niveles óptimos son deliberados por anzas que posean proporción de Carga/Deflexión baja, ya que existía una menor alteración de la fuerza para cada milímetro de activación, así entonces previnieron sobre estas características a ser consideradas durante la configuración de las anzas. Un pequeño aumento o disminución en el grosor del alambre alteraría de manera significativa la proporción C/D. Demostraron que, cuando los alambres 0,10" y 0,20" eran doblados en la misma cantidad, la magnitud de fuerza liberada por el alambre 0,20" era 16 veces mayor, aunque su diámetro fuera apenas el doble. Por otro lado, dos anzas construidas con alambres diferentes podrían liberar fuerzas de la misma magnitud, alterando apenas la cantidad de activación. La sección optima transversal esta determinada por las condiciones de carga a las que la anza se someterá; si un arco esta destinado a ser doblado y pre-activado durante su uso normal, una sección redonda es la más deseable. Por otro lado, se aconsejaba una sección transversal mayor para dobleces unidireccionales en arcos planos y puede ser demostrado que mientras mas plano sea el arco, las propiedades de las anzas serán mejores. También verificaron, que las anzas con la misma configuración podrían presentar propiedades diferentes cuando eran utilizados con alambres de diferentes módulos de elasticidad.

Burstone (1962) verificó que la magnitud de las fuerzas cambiaba el grado de movimiento dentario; fuerzas leves serian adecuadas para el movimiento dentario y

fuerzas pesadas resultaría en un aumento del periodo de hialinización, determinando una reabsorción a distancia y por lo tanto, provocando un rápido dislocamiento del diente al espacio de extracción. Entonces idealizo la técnica de arco segmentado, en la que los segmentos posteriores estarían estabilizados e integrados por una barra. La retracción de los incisivos se lograría con una anza vertical construida con alambre de acero inoxidable de 0,08x0,20” y con 3 helicoides. El autor citó cuatro principales activaciones que deberían ser realizadas para la retracción de caninos: activación distal, activación anti-inclinación, activación anti-rotación y activación intrusiva. Teniendo en cuenta que la fuerza distal aplicada al bracket no coincide con el centro de resistencia, fue necesario incorporar un movimiento anti-rotacional en la anza, de aproximadamente de 160 a 180°. Partiendo de este mismo principio, un momento anti-inclinación también debería estar presente durante la retracción, una vez que el centro de resistencia del diente no coincide necesariamente con la posición del bracket. Además de un dobléz intrusivo en el arco base para evitar que el segmento posterior se inclinase para el espacio de extracción al mismo tiempo se obtenga un movimiento de intrusión del canino, disminuyendo el efecto extrusivo proveniente de la retracción. Para la retracción de los dientes anteriores, este segmento debería ser estabilizado con alambre 0,215x0,28”. En cuanto al material utilizado para construir la anza, debería ser hecho de acero inoxidable 18/8 de sección transversal 0,10x0,20”, de 6 a 8 mm de altura. Una anza con 8 mm de altura debería ser construida con la finalidad de liberar 200 gr de fuerza para la retracción de incisivos centrales y laterales superiores, desde que se realizara una activación de 2mm. Para los incisivos centrales y laterales inferiores, el autor recomendaba la mitad de esa cantidad de fuerza. Este dispositivo debería ser usado para promover el movimiento de inclinación controlada de 4 dientes anteriores. Si fuese deseado un movimiento de traslación, la anza debería ser construida con un alambre de 0,015x0,028”.

Hixon et al., (1969) enfocaron su estudio en los conceptos de fuerza optima, fuerza diferencial y anclaje. Las teorías existentes sugerían que las superficies desiguales de las raíces producen respuestas diferenciadas del hueso y ligamento periodontal a diferentes magnitudes de fuerza. La fuerza diferencial fue predicada en la teoría de que si hay una fuerza optima, esta produciría una máxima respuesta biológica y consecuentemente una tasa máxima de movimiento dentario. Ultrapasar esta fuerza alteraría el cambio bioquímico de células óseas y del ligamento periodontal reduciendo la tasa de movimiento dentario. Los autores afirmaron que la utilización de un arco seccionado con anza Bull, construido en alambre de acero inoxidable 00,215x00,25", podría promover el movimiento de cuerpo del canino durante su retracción, siempre que fueran inseridas dobleces de anti-inclinación y anti rotación. Esta anza liberaba una fuerza superior a 1000gr cuando activada 1,25 gr. Por encima de estas fuerzas, sin embargo, los dobleces anti-tip y antirotacion para arcos seccionales fueron alrededor de los 45 grados aunque se esté utilizando acero inoxidable como aleación. La desventaja mecánica de realizar la retracción de un diente con un bracket en la superficie labial a ciertos milímetros del eje central, provocaba una rotación e inclinación del diente durante su movimiento. La cantidad de dobleces anti rotación y anti inclinación estaba relacionada al grosor del alambre, configuración, número de helicoides y magnitud de fuerza aplicada. Afirmaron también que cuando la fuerza excedía los 300 gr, requería la aplicación de una fuerza lingual adicional minimizando los componentes rotacionales.

Burstone y Koenig (1976) explican que son 3 las características principales que describen a una anza de retracción: 1) la proporción Momento/Fuerza, 2) la fuerza de rendimiento, que representa la mayor fuerza que puede ser deliberada a partir de una anza de retracción sin provocar su deformación permanente y 3) la proporción Carga/Deflexión. La proporción Carga/Deflexión la definen como la fuerza por unidad de activación en el

rango de disminución de esta fuerza de retracción de la anza. Nombraron ciertos factores que pueden influenciar en la fuerza de rendimiento y el rango de C/D: reducción de la sección transversal del alambre, incremento de la altura de la anza y ubicaciones estratégicas de los helicoides que pueden facilitar la disipación de la fuerza. Sin embargo en este artículo, los autores estudiaron mas a fondo la influencia de la configuración de la anza en la proporción Momento/Fuerza, considerada la principal característica de una anza de retracción, una vez que determinaría como el diente se iría a mover (es decir, si el diente se va trasladar o inclinar). Afirmaron también, que cuanto mayor fuese la altura de la anza, asociada a un menor largo oclusal y una mayor altura cervical, mayor seria la proporción M/F liberada por esa anza. A partir de ese concepto, idealizaron una anza en forma de T, construida con alambre de Acero inoxidable de 0,010x0,020". A esta configuración fue adicionada una cantidad mayor de alambre en la construcción de la anza, aumentando la proporción Momento/Fuerza y reduciendo simultáneamente la proporción Carga/Deflexión; mayor altura ocluso-gingival de la anza, menor longitud horizontal oclusal y mayor longitud gingival horizontal en la anza T son factores significativos que incrementan la proporción M/F. A mayor proporción M/F, mayor control tendrá el clínico sobre los ápices de los dientes anteriores. Doblas de pre-activaciones de 65ª habían sido colocadas en ambas secciones horizontales para asegurar que la alteración en la proporción M/F fuese aumentada para cada 1mm de desactivación de la anza. Los autores enfatizaron también que estos dobleces de pre-activaciones podrían ser usados desde que el dispositivo presente baja C/D.

Nanda y Díaz (1981) relataron la importancia de conocer el sistema de fuerzas de una anza para el cierre de espacios. Verificaron tres tipos básicos de movimiento: inclinación controlada, inclinación descontrolada y movimiento de traslación. Para el cierre de espacios entre dos o varios dientes, se debería hacer un análisis cuidadoso sobre



el tipo de movimiento necesario. Recomendaron preferentemente que el sistema de fuerzas debería tener una baja proporción de C/D y un amplio límite de activación. El anclaje podría ser controlado aumentando el número de dientes en la unidad de anclaje, reforzando con un aparato extra oral y utilizando la magnitud de fuerza en torno de 100 a 200 gr. Cuando el cierre de espacios era realizado en una única etapa, la fuerza debería incidir en el centro de resistencia del diente para que se obtuviese un movimiento de traslación. Para el procedimiento en dos etapas, inicialmente las coronas deberían ser movidas para distal (por medio de un movimiento de inclinación controlada) y entonces después las raíces eran distalizadas con la ayuda de una anza de verticalización.

Para estos autores, la elección entre uno u otro procedimiento dependía de la severidad de la maloclusión, del número de dientes involucrados y del tipo de anclaje. Las fuerzas para el cierre de espacios podrían ser generadas de varias maneras, las más simples eran con un elástico en cadena, estirando entre los dientes a ser movidos. Pero, ocurría que estos elásticos perdían su tonicidad a los pocos días de uso en la cavidad bucal. Los resortes espirales también podrían ser usados para generar fuerzas simples; sin embargo estos resortes tenían una proporción C/D muy alta y un pequeño espacio de activación. Dichos resortes y/o elásticos estirados eran muy eficientes en el cierre de pequeños espacios, por otro lado generaban fuerzas que provocaban inclinaciones descontroladas en el diente. Una grande desventaja en el uso de estos aparatos estaba en la dificultad del control del tipo de movimiento dentario. Los mejores dispositivos para cierre de espacios para los autores eran las anzas que eran incorporadas en el propio arco con diferentes configuraciones. El dispositivo más simple propuesto era la anza vertical, cuyas fuerzas eran generadas por la activación de sus secciones horizontales. La eficiencia de las anzas podría ser acrecentada con la adición de mas cantidad de alambre en forma de helicoides y por diferentes configuraciones de anzas (Forma de L y T). Variando las dimensiones de la

sección transversal del alambre ortodóntico, se modificaban las características mecánicas de la anza. En cuanto al momento, este podría ser conseguido creándose dobleces angulares en la anza o en el arco. Estos dobleces eran llamados “Efecto Gable”. En esencia, las secciones mesial y distal eran usadas para generar los momentos deseados.

Burstone (1982) describió Filosofía de Arco Segmentado, también denominada Cierre de Espacios Diferencial. Esta nueva filosofía consistía en la variación del sistema de fuerza entre los segmentos anterior y posterior; un diseño especializado de transductor de fuerza permite una liberación exacta de fuerzas y momentos para cada diseño de anza, en este caso obtenida por el uso de la anza T de retracción. Las consideraciones más importantes sobre el uso clínico de estas anzas fueron la cantidad de activación distal, la angulación diferencial entre los dientes anteriores y posteriores y la centralización o no de la anza. Para utilizar clínicamente los mecanismos de Cierre de espacio Diferencial, se deberían considerar las siguientes características: magnitud de dirección de la fuerza, constancia de la fuerza (baja proporción C/D) y una exacta proporción M/F produciendo un centro de rotación deseado. El autor recomendaba que al menos 6 objetivos deberían ser alcanzados para cualquier método universal de cierre de espacios:

- Cierre de espacio diferencial; la capacidad de retracción anterior, protracción anterior o una combinación de ambos.
- Mínima cooperación del paciente; es decir que tanto el arco extra oral o elásticos intermaxilares no deberían ser el mayor componente de control de movimiento horizontal. Una fuerte dependencia de cooperación se refleja en una falta de precisión y puede limitar las posibilidades de tratamiento.
- Control de inclinación axial.
- Control de rotaciones y ancho de arco.

- Óptima respuesta biológica; esto incluye un rápido movimiento dentario con mínimo dolor, además de imperceptible daño tesidual y reabsorción radicular.
- Conveniencia del operador; el mecanismo debe ser relativamente simple de uso.

Para poder lograr estos objetivos, el clínico debe tener un total control del aparato y que este entregue el sistema de fuerzas requerido.

Después de las extracciones los arcos eran clasificados en tres grupos A, B o C, de acuerdo con la manera de cierre de espacios entre los segmentos anterior y posterior. Los segmentos posteriores eran unidos por un arco transpalatino en el maxilar superior y un arco lingual en la mandíbula. El arco del grupo A era aquel en el cual los dientes de los segmentos posteriores permanecían en sus posiciones originales y todo el espacio era utilizado para la retracción anterior. El arco del grupo B necesitaba que, aproximadamente la mitad del espacio de la exodoncia fuera usado por la retracción es decir un cierre recíproco. Por ultimo, el arco del grupo C requería que todo el espacio fuese cerrado por la mesialización de dientes posteriores. Para el arco del grupo A, el autor preconizaba la utilización de una anza T compuesta, construida en alambre beta-titanio TMA 0,18” en un arco base de 0,017x025”.

Para poder controlar los ápices radiculares de modo que ellos no se desplacen hacia delante, un momento debe ser aplicado en el mecanismo de retracción. Adicionando más alambre apicalmente en la anza T, la magnitud del momento se incrementa con respecto a la fuerza; pero no es la cantidad de alambre adicional colocado en la anza, sino el lugar donde se coloca. Esta adición sirve para dos propósitos: disminuye la proporción C/D y al mismo tiempo, incrementa el M/F. Dependiendo de la cantidad de activación, el sistema de fuerzas variaba en los dos segmentos: el segmento anterior o segmento alfa que correspondía al tubo vertical en el canino y el segmento posterior o beta correspondiente al tubo horizontal en el primero molar.

Cada activación de la anza era amplia de 6 mm y liberaba aproximadamente 201 gr de fuerza en sentido distal. Después de un milímetro de distalización del canino, la fuerza reducía 33 gr, determinando una proporción de C/D de 33 gr/mm. El momento en la extremidad alfa (anterior) era de 1.126 gr/mm, generando una proporción M/F de 5,6, implicando que el centro de rotación se aproximaba al ápice a medida que se inclinaba distalmente. Con un milímetro de retracción del canino, la proporción M/F era casi la misma (6,0) por lo tanto era relativamente constante. Aunque la anza durante su activación produce momentos en la dirección deseada, son insuficientes para deliberar momentos y rangos M/F suficientes entre ambos segmentos. Por esta razón, las preactivaciones son adicionadas a la anza; varían de modo que dependen de la distancia intertubo. En casos de retracción en masa para los 6 dientes anteriores, la anza es activada inicialmente 6 mm y alrededor de los 3mm cuando el espacio ya ha cerrado, la anza es reactivada. Se recuerda que, mientras mas alta será la anza en sentido ocluso-gingival, será una mayor proporción M/F con mejor control de inclinación axial.

Para el cierre de espacios en los arcos de grupo B y C, el autor utilizaba la anza T construida en alambre TMA 0,017x0,025". La diferencia entre estos dos grupos estaba básicamente en la cantidad de momento inserido en las extremidades alfa y beta y en el posicionamiento de la anza en sentido anteroposterior en relación al tubo molar o al tubo vertical de canino.

Melsen, Fotis y Burstone (1990) al igual que los otros autores, afirmó que la proporción Momento/Fuerza determinaba el tipo de movimiento dentario, (Fig. 8) y que el cierre de espacios diferenciado está basado en el hecho de que el movimiento de tipping requiere menos fuerza que la traslación. La aplicación de fuerzas simples sobre el bracket produciría una inclinación descontrolada, en que el CRO estaría ligeramente apical en relación al CRE. Al asociar el momento a la fuerza, la línea de acción de fuerza resultante

sería trasladada apicalmente y el desplazamiento en milímetros sería equivalente a la proporción Momento/Fuerza, en otras palabras, para una proporción M/F de 5, el sistema de fuerzas equivale a una fuerza aplicada a más de 5mm y paralela al bracket. Por tanto, con el aumento de esta proporción verificaron que, el centro de rotación se movía apicalmente hasta el infinito provocando un movimiento de traslación pura. Aumentando aun más esta proporción produciría un movimiento radicular y, si persistiese el aumento, la corona se dislocaría en dirección opuesta a la fuerza aplicada al bracket. Desde que el movimiento anterior de las raíces de los dientes anteriores se considera indeseable, una proporción M/F adecuada debe ser aplicada en los dientes anteriores, de modo que ocurra una inclinación mínima alrededor de sus ápices. Momentos mayores son requeridos en el segmento posterior comparado con el anterior. Las leyes de equilibrio para las anzas de retracción dictan desde que hay una diferencia, se producen también fuerzas verticales. La diferencia entre torque anterior y un mayor momento posterior produce una fuerza intrusiva en los dientes anteriores, que puede ser útil para algunos pacientes con mordida profunda o que requieran intrusión anterior. En casos de mordida abierta, requieren un concepto totalmente distinto en cierre de espacios debido al uso de proporciones M/F iguales y opuestos (en ausencia de fuerzas verticales).

La autora sugiere que aplicando clínicamente de estos conceptos, si la fuerza vertical para por delante del CRe, produciría un momento en sentido horario en el segmento anterior; contrariamente si la fuerza vertical pasaría por detrás del CRO produciría un momento en sentido anti-horario. La cantidad de fuerza vertical es independiente de los puntos de unión tanto en segmento anterior o posterior, pero es dependiente de la distancia horizontal entre el CRe de ambos segmentos. Ella comprueba que utilizando una anza T, después de 3 mm de cierre de espacios, se requiere una reactivación a 6 mm con 60gr de intrusión, lo que reduce el momento en el segmento

anterior alrededor de 10%. Sin embargo, si la anza deja de trabajar después de 3 mm de cierre de espacios, las fuerzas verticales aumentan rápidamente, produciendo un 23% de reducción del momento alfa; dicha reducción esta basada en la posición media del CRe en relación al bracket del canino, si se aplicaría dos desviaciones estándar, el CRe debería yacer alrededor de 4 mm detrás, produciendo 46% de reducción del momento anterior.

Faulkner et al., (1991) creían que si la fuerza era aplicada solo en la posición normal del bracket, esto produciría un movimiento de inclinación descontrolada, y por lo tanto debían insertarse momentos para controlar este desplazamiento. Desde que la distancia entre el CRe y la posición normal del bracket es de aproximadamente 8 a 10mm, afirmaron que la proporción M/F también debería estar en el rango de 8 a 10mm para producir movimiento de traslación. Los autores estudiaron el comportamiento de los sistemas de fuerzas de anzas de retracción conforme a las siguientes variaciones: aleaciones para construcción de alambres ortodónticos, sección transversal de alambres, intensidad de pre activaciones y configuración de las anzas. El dispositivo estudiado era una anza vertical construida en acero inoxidable 0,017x0,017” con 5 mm de altura y un radio de 1mm. Primeramente era evaluada la anza vertical padrón que demostró ser bastante rígida y poseer las siguientes características. Para una activación de 1 mm, había la necesidad de 4,4N de fuerza, ósea 448,8 gr (102 gr es equivalente a 1N). El momento producido era de aproximadamente 7 N/mm (714 gr/mm) y la proporción M/F debajo de 2,0. Estudiaron también la utilización de helicoides incorporados a la anza, tanto laterales con 0,5mm de radio como apicales, con 1 mm de radio. Dicha adición de helicoides apicales admitía un aumento en la cantidad de activación de 1,0 mm para 1,6 mm con prácticamente la misma cantidad de fuerza, aumentando el momento encima de 10,0 N/mm (1020 gr/mm) y la proporción M/F para aproximadamente 2,2. Los helicoides laterales no provocaban ninguna alteración en la cantidad de activación, pero disminuían la

fuerza, el momento y la proporción M/F de la anza. La combinación de helicoides laterales con un apical aumentaba para 1,8 mm la activación total y mantenía inalteradas las características originales de la anza, cuando esta era construida solamente con un helicoide apical.

Los resultados de este estudio mostraron que una anza vertical común, es limitada en su habilidad de producir proporciones de M/F que se acerquen a aquellas necesarias para traslación o para un tipping controlado. La mayor proporción M/F obtenida fue menor a 4 y fue esencialmente constante sobre un rango de activación de 0 a 1,5mm. Esto significó que la magnitud de fuerza y el rango M/F son extremadamente sensibles a pequeños cambios en la cantidad de activación. Para mejorar estas dificultades, se consideró la adición de cantidades de pre activación. Las piernas de la anza fueron inclinadas, es decir pre activadas, posicionadas en un ángulo en dirección a la activación para crear momentos mayores, desde que las piernas de la anza deben estar paralelas antes de la inserción y activación. Este procedimiento incrementó el momento, mas tuvo un ligero efecto en la relación C/D durante la activación y como resultado, tuvieron una proporción M/F no linear elevada en función a la activación. Si además de la adición de helicoides, la pre activación de las terminaciones puede aumentar los momentos en factor de 2 o 3 veces, estos cambios en el comportamiento mecánico comparado de la anza vertical estándar y la anza que contiene helicoides apicales y laterales con pre activación de 15 grados, no solamente modifica el rango de activación de la anza al doble, sino los momentos máximos se incrementaron de 6N a 15 N, demostrando un cambio drástico. Destacaron finalmente que una pre activación exagerada (30grados) causa el rendimiento de la anza a una muy baja activación, mayores pre activaciones serian posibles si el material tendría un modulo de elasticidad menor que el acero inoxidable.

Mendes et al. (1992) realizaron un trabajo en el cual evaluaron algunas variables que deberían ser consideradas en la ejecución del cierre de espacios como: configuración de la anza, sección transversal, propiedades del alambre utilizado, tipo de movimiento deseado y cantidad de fuerza necesaria. Concluyeron también que: 1) parece existir una discrepancia entre la magnitud de la fuerza producida por ciertas anzas de retracción y los valores de fuerza óptima preconizados por los autores, 2) los valores de fuerza óptima, recomendados para la retracción de los dientes anteriores, variaban de 196 a 338 gr para incisivos superiores, 170 a 296 gr para incisivos inferiores, 326 gr a 595 gr para incisivos y caninos superiores y 294 gr a 512 gr para incisivos y caninos inferiores; 3) las anzas de retracción deberían presentar una proporción M/F alta y una proporción C/D baja para que los niveles de fuerza fuesen relativamente constantes durante su activación/desactivación facilitando así la obtención de un movimiento de traslación; 4) las propiedades de la anza de retracción podrían ser alteradas por la sección transversal, módulo de elasticidad del alambre, configuración y/o forma, cantidad de alambre utilizado en su construcción, incorporación de “efecto gable”, tratamiento térmico y cantidad de activación; 5) durante la mecánica de retracción se debe evitar la utilización de fuerzas excesivas que retardarían el movimiento de los dientes anteriores y favorecerían a la mesialización de los posteriores; 6) la utilización del aparato extraoral podría alterar la cantidad de fuerza disipada por las anzas de retracción en los dientes anteriores, interfiriendo en la velocidad y tipo de movimiento obtenido.

La anza Bull Modificada, construida en acero inoxidable es de gran uso en la clínica en ortodoncia, además ha sido foco de investigaciones principalmente en lo que se refiere a su comportamiento mecánico. Seguros de la necesidad de resultados conclusivos, Totti y Sato (1992), compararon anzas Teardrop de 9mm de altura y 3mm de largo construidas con alambres de acero inoxidable de tres secciones diferentes: 0,017x0,025”,



0,018x0,025” y 0,021x0,025” de 4 diferentes marcas comerciales, y concluyeron que:

- 1) el tratamiento termino inducia a la deformación permanente, siendo esta influenciada por la sección transversal y marca comercial. Con relación a la sección transversal, la mayor deformación permanente ocurría en las anzas 0,021x0,025” seguidas por las de 0,017x0,025” y la menor deformación en aquellas construidas de 0,018x0,025”. Con relación a las marcas, verificaron que había deformación plástica, en orden creciente de: GAC, RockyMountain, Unitek y Dentarum.
- 2) para diferentes secciones transversales de alambres ortodónticos desde que se utilizase una activación de 1 mm, la cantidad media de fuerza variaba conforme sigue: 179,8gr para 0,017x0,025”; 264,15gr para 0,018x0,025” y 411,00gr para 0,021x0,025”.
- 3) los autores afirmaron también que la mejor sección transversal y marca comercial refiriéndose a las propiedades mecánicas fueron las anzas 0,018x0,025” y 0,017x0,025” de la marca GAC

Hoening et al. (1995) desarrollaron el sistema de fuerzas para la anza T (aleación de TMA) pre fabricada y pre activada. Para este trabajo, posicionaron la anza centralizada en la distancias inter brackets de 21 mm, 24 mm, 27mm y 30mm consideradas situaciones clínicas típicas; la activación inicial de la anza fue de 7 mm. La fuerza horizontal fue de 230 a 256 gr; después de 3 mm de desactivación la media de fuerza horizontal disminuyó entre 110 y 138 gr. La proporción M/F en  $\alpha$  era de 7,4 a 8,0 y en  $\beta$  de 7,4 a 9,2 lo que proporcionaba un movimiento de inclinación controlada. Conforme ocurría la desactivación de la anza aumentaba la proporción M/F para aproximadamente 10, confiriendo un movimiento de traslación y un movimiento radicular final cuando esta proporción varió de 11,5 a 13,2 mientras la anza se desactivaba hasta 4mm. Recomendaron la reactivación de la anza después de 4 mm de desactivación, pues en este instante el sistema de fuerzas se torna desfavorable. Diferencias en la fuerza horizontal y proporciones M/F entre las 4 distancias interbracket fueron de mínima relevancia clínica. La mayor ventaja que observaron los autores de la

anza T centralizada es que tiene la posibilidad de controlar clínicamente el sistema de fuerzas en la boca del paciente, sin embargo ambos brazos horizontales deben ser abiertos en una cantidad similar, porque si uno es abierto mas que el otro, el momento es menor y la activación debe ser reajustada.

Shimizu (1995) realizó un estudio sobre los mecanismos de cierre de espacios en ortodoncia, y a partir de trabajos consultados concluyo que: 1) los mecanismos de cierre de espacios cuando son asociados a anzas incorporadas a arcos, ya sean seccionados o continuos, se mostraron más eficaces que los mecanismos deslizantes; 2) las características de una anza de retracción pueden ser modificadas conforme las variaciones de configuración, cantidad de alambre ortodóntico usado en su construcción, sección transversal, tipo de aleación y cantidad de activación, posicionamiento de la anza en sentido anteroposterior, tratamiento térmico y pre activaciones; 3) la gran mayoría de las anzas de retracción presentan una proporción C/D mucho mas alta de lo necesario y no presentan una proporción M/F suficiente para un movimiento de traslación; 4) la configuración de las anzas de retracción cuando mas alambre utilizado en su construcción, principalmente en sentido cervical ofrecerán una proporción C/D menor, por lo tanto mejor serán las posibilidades de conseguir una proporción M/F satisfactoria desde que asociada a pre activaciones adecuadas; 5) las fuerzas ideales para la retracción de dientes después de la extracción de premolares variaban de acuerdo con los dientes que se moverán. Para la retracción de caninos superiores esa fuerza debería ser próxima a 150 gr y para los inferiores de 120 gr. Para la retracción de incisivos superiores la cantidad de fuerza necesaria seria de 300 gr y para los inferiores de 240 gr. Para la retracción de los 6 dientes anteriores superiores sería necesario 600 gr y para los inferiores de 400 gr.

Raboud et al. (1997) destacaron que aunque ya ha sido evaluada la importancia clínica de los efectos tridimensionales de las anzas de retracción, la cuantificación de estos

sistemas de fuerza aun no era bien conocida hasta ese momento. Uno de los problemas que ocurre clínicamente es la rotación axial de los dientes uni radicales como resultado de fuerzas aplicadas en los aparatos de retracción sobre las superficies vestibulares de los dientes. Para poder apreciar y predecir le tipo de movimiento dentario que ira a ocurrir a partir de un sistema de fuerzas específico, la resistencia efectiva del tejido de soporte es descrita como Centro de Resistencia CRe. Los autores explican que una fuerza simple aplicada en el CRe puede causar una traslación del diente en dirección de la fuerza; sin embargo cuando la fuerza aplicada no es equivalente a una fuerza simple aplicada el CRe, el diente irá a rotar. Este movimiento es descrito por el CRO, que es el eje alrededor del cual el diente rota durante la aplicación de un sistema de fuerza específico. Para buscar esta cuantificación, estudiaron anzas verticales simples y con helicoide, así como las anzas T, comparando los niveles de fuerza actual generados y las proporciones M/F laterales y M/F oclusales. Las anzas verticales eran de acero inoxidable con espesura de 0,016x0,022” y fueron testadas sin pre activación previa y con pre activación de 10 y 20” en los ángulos de base anterior (alfa) y posterior (beta). Comparando los resultados entre anzas simples y anza con helicoide, la última permite un mayor rango de activación y proporción C/D más suavizada; una activación de 1.0mm con pre angulaciones de 10 grados incrementa la proporción M/F especialmente para activaciones menores. Dicha combinación de ambas pre activaciones y la adición de un helicoide apical a la anza muestra activaciones elásticas mayores, doblando también la proporción M/F a 1 mm comparado con el diseño original de la anza. Las anzas en forma de T de TMA y con espesura de 0,017x0,025” fueron testadas con pre activaciones de 20 y 40”. Los resultados demostraron que sobre activaciones entre 1 y 2 mm, las anzas verticales producirán fuerzas mayores que las anzas T, claramente asociadas a las diferentes propiedades del TMA. La relación fuerza/activación y la proporción M/F para la anza T indica la activación elástica

máxima con aproximadamente 4,5mm produciendo una fuerza de 2,8N y un M/F de 8,5; valores sugeridos de producir traslación en un rango razonable. Las pre activaciones de las anzas verticales solamente reducirán parcial y variablemente las tendencias de rotación axial de los dientes. Las anzas T de TMA posibilitaron activaciones de 3 a 4 veces mayores que las anzas verticales en SS; las pre activaciones son necesarias para contrarrestar la tendencia a la rotación axial. Pre activaciones con total de 40” producen un M/F oclusal que limitaría limitarían las rotación axial longitudinal y posibilitando la traslación dentaria ofreciendo una proporción M/F plana elevada.

Thiesen et al. (2001) evaluaron la fuerza liberada por 8 formas diferentes de anzas ortodónticas para retracción de caninos e incisivos. Utilizaron alambres de espesura 0,019x0,25” de acero inoxidable de la marca Morelli para la construcción de las anzas que fueron sometidas a ensayos de tracción utilizando una maquina de ensayos Instron 4444 con distensión de 1 y 2mm; la muestra sumó un total de 40 anzas. Los tipos evaluados fueron: anza en forma de gota , anza gota con helicoide, anza Bull, anza reversa simple, anza reversa con helicoide, anza vertical con helicoide, anza en T y anza en T con helicoide, siendo todas con 6mm de altura. Las medias menores y mayores de fuerza encontradas fueron de 289,62 gr (Grupo anza en T con helicoide) y 754,65gr (Grupo de anza Bull) para 1 mm de activación; y para 2 mm de activación los valores fueron de 605,76gr (Grupo anza en T con helicoide) y 1274,75 gr (Grupo anza reversa simple), mostrándose tales valores estadísticamente significativos según el test ANOVA 2. Cuando comparado con los valores ideales preconizados por varios autores, para el movimiento de retracción de dientes anteriores, los grupos con activación de 1 mm presentaron los valores más compatibles con lo ideal. Las fuerzas mas excesivas para la retracción de los dientes anteriores fueron encontradas para las anzas Reversas simples y anzas Bull con 2mm de activación. Considerando aisladamente el factor diseño de la anza,

constataron que la anza en T con helicoide debe tener la preferencia; entonces, la cantidad de activación sería mas significativa en términos de fuerza de que el factor de diseño. Los autores recomendaron necesaria la realización de estudios adicionales principalmente in vivo, para que los resultados puedan ser aplicados clínicamente.

Shimizu et al., (2002) evaluaron anzas Bull y en forma de T construidas en alambres de acero inoxidable de la marca UNITEK de secciones transversales 0,017x0,025", 0,018x0,025", 0,019x0,025" y 0,021x0,025", sin pre activación y con pre activación de 20, 30 y 40". Buscaron establecer y comparar los sistemas de fuerza generados con activaciones de 0,5 mm hasta 4,0 mm, considerando que el desempeño mecánico de las anzas estaría directamente relacionado con su configuración. Entre los resultados observaron que para activaciones de 0,5 mm y de 1,0 mm (con y sin pre activación) las fuerzas generadas fueron las siguientes: 1) calibre 0,017x0,025" para anza T: valores entre 77 y 107gr y entre 160 y 186gr, para anza Bull: valores entre 232 y 564gr y entre 419 y 778gr; 2) calibre 0,018x0,025" para anza T: valores entre 95 y 121gr y entre 198 y 233gr, para anza Bull: valores entre 196 y 578gr y entre 384 y 808gr; 3) calibre 0,019x0,025" para anza T: valores entre 96 y 120gr y entre 199 y 240gr; para anza Bull: valores entre 211 y 596 y 423 y 849gr; 4) calibre 0,021x0,025" para anza T: valores entre 150 y 180gr y entre 307 y 343gr, para la anza Bull: valores entre 585 y 1146gr.

A partir de las comparaciones concluyeron que:

- La inserción de pre activaciones aumentó significativamente la magnitud de las fuerzas generadas por las anzas Bull, lo mismo ocurriendo con las anzas T.
- Las anzas T generan altas proporciones de M/F proporcionando movimientos de inclinación descontrolada y controlada, de traslación y radicular mientras que las Bull solamente inclinación descontrolada.

- Las anzas T generan proporciones C/D mas baja que las anzas Bull proporcionando fuerzas mas constantes durante la desactivación.
- La comparación entre los sistemas de fuerzas generados por las anzas evidenció que las anzas T presentan resultados más satisfactorios. Finalizando, ponderan que, cuando el tratamiento requiere retracción en masa de los incisivos y caninos inferiores se activa 2 mm las anzas T (0,017x0,025”) generan una magnitud de fuerza variado de 318 a 359 gr. Ya para la retracción en masa de incisivos y caninos superiores esa anza debería ser activada de 3,0 a 4,0 mm pues generaría magnitudes de fuerza variado de 479 a 670 gr. A medida que el espesor del alambre aumenta, la cantidad de activación debe ser disminuida.

Matsui et al., (2002) describieron una técnica en la cual un único arco de retracción podría ser usado para el cierre de grandes espacios modificando la anza y fue denominada “Time-Saving loops” o “Anza de ahorro de tiempo”. Utilizaron alambres de acero inoxidable de calibre 0,018x0,025” las anzas tenían dimensiones preconizadas por la literatura (7 a 8 mm de altura y de 3 a 4 mm de ancho) pudiendo ser construidas abiertas o cerradas. La anza debería estar a una cierta distancia del bracket del canino, permitiendo que tome lugar una activación continua. Un gacho debía ser soldado mesial al primer molar que acepta la colocación de un tieback y permite la activación de la anza. Si son abiertas, a medida que las activaciones propiciaban a aproximación distal al bracket de canino, era preconizada una contracción de anza permitiendo nuevas activaciones hasta el cierre total de los espacios. Utilizando testes de tracción con carga de 300 gr en dirección opuesta al final del arco y deformación de aproximadamente 1,2 mm no verificaron diferencia significativa en cuanto a los momentos entre las anzas cerradas y abiertas. Concluyeron que este método economizaría un valioso tiempo en el atendimento del paciente evitando maniobras de alteraciones de los arcos

Souza et al. (2003) procuraron describir el sistema de fuerzas generado por la anza T de retracción con pre activaciones según el padrón UNESP – Araraquara. Para eso se realizaron testes de tracción utilizando la maquina universal de ensayo y un transductor de momentos, acoplado a un indicador digital para extensiometría. Las anzas fueron confeccionadas manualmente con dimensiones de 7mm de altura y 10mm de largo horizontal, corroborando una distancia interbracket de 23mm. Una vez pre activadas, se simuló la posición neutra y la instalación en las canaletas antes de la activación horizontal. Las anzas presentaron una activación inicial de 5mm, y a partir de ese punto cada 0,5mm de desactivación se interrumpió el ensayo registrando la cantidad de fuerza horizontal y momento generado, posteriormente se obtuvieron proporciones M/F y C/D. Los resultados verificaron que la fuerza liberada por la anza estudiada fue de 253,6 gr siendo considerada alta con base en la literatura, para la retracción de los caninos. Una proporción M/F de 7,6 se registró con 5 mm de activación; con eso los centros de rotación de los segmentos anterior y posterior estarán posicionados más apicalmente habiendo un movimiento de inclinación controlada. Después de 1,5 mm de desactivación, la proporción M/F sube para 10,3 registrándose un movimiento de traslación y la corrección radicular a partir de los 2mm llegando a una proporción M/F de 11,6 con fuerza horizontal de 145,4gr. Con todo, la fuerza puede ser útil en casos donde ya hubo retracción de caninos y se desea retracción incisiva o retracción de toda la batería anterior. Los autores sugieren que esta anza puede ser especialmente útil en casos en que se desea retracción total asociada a anclaje de grupo A, pues el valor bajo favorece el movimiento de los dientes anteriores y desfavorece los posteriores, debiendo este último estar asociado a una aparato extra oral. La proporción C/D de la anza en estudio fue baja, por cada 1 mm de desactivación hubo una pérdida de 44,2 gr a 50,8 gr de fuerza, mostrando la constancia de la fuerza liberada; es debido a estos valores que esta anza puede ser activada en una

magnitud de 5mm, siendo como resultado una fuerza leve y continua con un valor de fuerza horizontal poco alterado conforma la anza es desactivada.

Thiesen et al. (2004) estudiaron el sistema de fuerza producidos por las anzas de cierre en gota y en gota con helicoides construida en alambres de SS y siendo incorporadas variaciones en la intensidad de las doblas de pre activación de 0 y 40 grados, y la sección transversal de alambre mas utilizadas en ortodoncia (0,017x0,025" y 0,019x0,025"). Fueron cuantificadas las magnitudes de Fuerza horizontal, proporción M/F y relación C/D producidas por los cuerpos de prueba utilizando un transductor de momentos acoplado a un indicador digital para extensimetría y adaptado a una maquina universal de ensayos Instron. Las anzas fueron sometidas a activación total de 3 mm siendo registrados valores para cada 1 mm de activación. Las medias de fuerza horizontal en gramos generados por las anzas en Gota 0,017x0,025" vs 0,019x0,025" con 0 grados de pre activación fueron: 236 y 302 gr para 1mm, 452 y 596 gr para 2 mm, 622 y 837 gr para 3mm de activación; los resultados para 40 grados de pre activación fueron: 306 y 422 gr para 1mm, 581 y 832 gr para 2 mm, 822 y 1176 gr para 3mm de activación. Los valores para la anza en Gota con helicoides 0,017x0,025" vs 0,019x0,025" fueron con 0 grados de pre activación: 155 y 212 gr para 1mm, 326 y 446 gr para 2 mm, 502 y 660 gr para 3mm de activación; los resultados para 40 grados de pre activación fueron: 203 y 272 gr para 1mm, 396 y 535 gr para 2 mm, 595 y 802 gr para 3mm de activación. La fuerza horizontal disminuyó un 26,5% cuando se compararon arcos de menor con mayor calibre. En cuanto al factor pre activación, demostraron menor influencia en la fuerza liberada por las anzas, sin embargo los dobleces de pre activación de manera general proporcionaron un aumento en la magnitud horizontal liberada por las anzas. La realización de pre activaciones en las anzas constituyó un método eficaz para promover una mejora en la generación del sistema de fuerza aumentando los niveles de proporción M/F; por ejemplo las anzas en gota



generaron un aumento de M/F de 1,42 a 5,29 en sección 0,017x0,025” a 1 mm de activación comparando de 0 a 40”; en el caso de anzas gota con helicoides utilizando el mismo alambre y la misma activación la proporción M/F fue de 2,32 a 7,43 como uno de los valores más elevados de M/F.

Entre las variables analizadas en este estudio, la pre activación presentó mayor influencia en la proporción M/F producida por las anzas, siendo la pre activación de 40” que produjeron magnitudes de momento significativamente mayores que las sin dobleces en las piernas. En cuanto a la sección transversal, la influencia sobre la magnitud de proporción M/F fue casi insignificante. Para la relación C/D, las anzas en gota con helicoides produjeron menores magnitudes de C/D comparadas con las anzas en gota. Los resultados de este estudio demostraron que las anzas en gota y en gota con helicoides confeccionadas de SS producen niveles de fuerza elevados y suficientes para promover movimiento dentario. Pero debido a valores de proporción M/F muy bajos, el movimiento dentario resultante sería de inclinación descontrolada, no proporcionando valores suficientes para promover inclinación controlada, traslación o corrección radicular. Para aumentar la magnitud de momento generado, se pueden insertar doblas de pre activación, pero la intensidad de estas doblas en dicho estudio se mostró insuficiente para aumentar a un valor satisfactorio de M/F; vale la pena resaltar que el aumento en la intensidad de la pre activación podría promover la deformación permanente de la anza o aumentar la fuerza horizontal aun mas, inhabilitando su utilización.

Shimizu et al., (2004) realizaron una exitosa revisión bibliográfica sobre la mecánica de retracción de caninos con anzas y sus aspectos biomecánicos. Encontraron que el sistema de fuerzas generado por una anza ortodóntica está estrictamente relacionado a los aspectos como configuración, sección transversal del alambre, aleación metálica, activación, pre activación (Efecto Gable) y posicionamiento antero-posterior. El aumento

del efecto gable elevó significativamente la fuerza necesaria para la activación de anzas comprimidas. Los valores de la fuerza optima recomendados para la retracción de los dientes anteriores varían de 196gr a 338gr para los incisivos superiores y de 170 gr a 269 gr para los incisivos inferiores, 326 gr y 595 gr para los incisivos y caninos superiores y 294 a 512 para los incisivos y caninos inferiores. Encontraron muchos estudios con la intención de modificar las características mecánicas de las anzas para que alcancen proporciones C(D mas bajas. Una de las maneras es incorporar mayor cantidad de alambre en la porción apical, especialmente en forma de helicoides. Entre las conclusiones, basadas en sus mismas propiedades mecánicas, afirmaron que las anzas T construidas de alambre de Beta-Ti o SS y las anzas de retracción PG se mostraron mucho mas versátiles para le retracción de dientes caninos.

Thiesen et al. (2006) publicaron un articulo objetivando determinar las características mecánicas de las anzas T y anzas T con helicoides, con variaciones en la aleación metálica (SS o TMA), intensidad de las doblas de pre activaciones y sección transversal k utilizado para la construcción de las anzas (0,017x0,025” y 0,019x0,025”). Fueron sometidas a ensayo mecánico 80 anzas, siendo estas centralizadas en un espacio de 21mm. Fueron inseridas diferentes intensidades de pre activación en las anzas pertenecientes a cada uno de los dos grupos; 0 y 40 grados para anzas confeccionadas de SS y 0 y 180 grados para anzas de TMA. Las magnitudes de fuerza horizontal, proporción M/F y relación/C(D fueron cuantificadas utilizándose un transductor de momento en la máquina universal de ensayos Instron. Las anzas fueron evaluadas en un total de 5 mm siendo registrados valores a cada 1mm. Los resultados demostraron que las anzas T con helicoides producían menores magnitudes de fuerza horizontal y relación C/D que las anzas T, esto ocurre en virtud de mayor cantidad de alambre incorporado en la construcción de la anza confiriendo así la posibilidad de aplicación de niveles de fuerza

horizontal mas leves y un mayor limite de elasticidad durante su activación. Probablemente el factor mas significativo en relación al sistema de fuerzas generado por las anzas de cierre de espacio es la proporción M/F. En la presencia de pre activación, las anzas produjeron altas proporciones de M/F, mientras que en ausencia las mismas generaban proporciones bajas. Con base en los resultados, se constató que la aleación metálica presentó una marcada influencia en la generación de proporción M/F, siendo que en presencia de dobleces de pre activación en anzas T y anzas T con helicoides de Beta-Ti, presentaron los mayores valores de M/F, debido a la presencia de dobleces de pre activación de 180 en relación con las mismas confeccionadas con alambre SS con 40°. Sin embargo, cuando las anzas de ambas aleaciones presentaban pre activación de 0, las anzas confeccionadas en alambre de SS generaban valores de proporción M/F superiores. Entre todas las variables analizadas, aquellas que presentó una mayor influencia en al C/D fue la aleación metálica. Con la reducción de magnitudes de fuerza horizontal por la incorporación de helicoides en el diseño, concomitantemente ocurre una reducción de los niveles de C/D, prácticamente en los mismos parámetros.

Cecilio (2006) realizó un estudio experimental con el objetivo de determinar las fuerzas liberadas por los arcos con anzas producidos industrialmente y compararlos agrupándolos de forma aislada en una única variable (geometría, aleación metálica y fabricante). Fueron utilizados 19 tipos diferentes de arcos sometidos a testes de tracción, entre esos resaltaron los arcos de acero inoxidable con anzas Llave Simple (KL) en dimensiones 0,016x0,022", 0,017x0,025 y 0,019x0,025" de las marcas comerciales A company y Ortho Organizers; arcos Dupla Llave (DKL) en dimensiones 0,017x0,025" , 0,019x0,025" y 0,021x0,025" fabricado por Ortho Organizers, GAC y A Company. Además. se testó un arco Dupla Llave de Elgiloy azul de 0,019x0,025" fabricado por A Company, y un arco Dupla Llave Versatil (DKLV) en sección 0,020x0,025. Los

resultados demostraron diferencias estadísticamente significativas entre todos los grupos comparados. En este artículo se mostraron resultados de la cantidad de fuerza generada con activaciones en intervalos de 0.5mm, 1.0 mm, 1.5mm y 2.0mm y el autor destacó, basado en la literatura, cuales arcos se encuadran dentro de los ideales para la utilización clínica de acuerdo con la fuerza ideal para retracción en masa de dientes anteriores superiores e inferiores. El arco de Llave Simple en la marca A Company en SS 0,016x0,022” generó fuerzas de 210, 430, 650, 840 gr respectivamente; el mismo arco en dimensiones y diseño de la marca Ortho Organizers generó fuerzas menores, 190, 380, 570 y 760gr respectivamente; el mismo diseño de arco en sección transversal 0,017x0,025” generó fuerzas de 270, 540, 810 y 1050gr respectivamente; el mismo arco en sección mas gruesa 0,019x0,025” generó fuerzas muy superiores: 400, 780, 1100 y 1390 gr respectivamente. La anza Dupla Llave en SS con sección 0,017x0,025” generó la siguiente secuencia de fuerzas: 170, 310, 460 y 600 gr respectivamente; el mismo diseño dupla llave en un alambre mas grueso de 0,019x0,025” de la marca GAC generó fuerzas mayores, 200, 400, 600 y 800 gr respectivamente; siguiendo el diseño solo cambiando de fabricante A Company, las fuerzas se elevaron aun mas a 280, 490, 690 y 890 gr respectivamente; manteniendo el fabricante y aumentando el grosor a 0,021x0,025 la secuencia de fuerzas fue de 260, 560, 790 y 1050gr, casi semejante a las fuerzas generadas por arcos con una sola anza y en sección menor. La anza Dupla Llave en SS de 0,021x0,025 de A Company generó 260, 530, 790 y 1050 gr respectivamente; la misma sección transversal solo en marca GAC alteró ligeramente las fuerzas a 270, 550, 830 y 1060gr respectivamente. El arco Dupla Llave de Elgiloy en sección 0,019x0,025” de la A Company, generó una secuencia de fuerzas de 350, 560, 750 y 900 gr respectivamente. El arco DKL versátil en acero 0,020x0,025 generó 230, 450, 680 y 900 gr de fuerza según la referida secuencia de activación. Fue interesante observar para el autor que muchos arcos liberan fuerzas

adecuadas con 0,5mm de activación y que para estos mismos arcos 1 mm de activación promovería fuerzas indeseables; los arcos 0,019x0,025” Dupla Llave de Elgiloy y una llave de Ortho Organizers en SS demandaron cuidados para su utilización debido a la liberación excesiva de fuerza, encima de los padrones fisiológicos sugeridos. El estudio concluye que los arcos con 4 anzas liberan fuerzas menores que con dos anzas; los arcos de la marca GAC presentan fuerzas mayores que sus similares a A Company y a su vez que presentan fuerzas mayores cuando comparados con sus correlacionados de Ortho Organizers. El estudio creó una guía clínica para la elección del arco de retracción según la cantidad de fuerza y cantidad de activación.

Mozaquarto (2009), analizó el comportamiento elástico de los arcos Dupla Llave Parker y Dupla Llave Versátil, comparando la cantidad de abertura de los modelos de dichos arcos con y sin unión de sus anzas en respuesta a la fuerza de activación. Las anzas Dupla Llave promueven un aumento de torque vestibular y generan vectores de fuerza intrusivos en la región anterior (Efecto Gable) que auxilia al control de la sobre mordida. Fueron testados 40 arcos Dupla Llave, siendo 20 del modelo de Parker y 20 del modelo Versátil, divididos en cuatro subgrupos de 10 arcos: A1: Parker sin unión de anzas, A2 Parker con unión de anzas, B1 versatil sin unión de anzas, B2 Versatil con unión de anzas. Cada arco fue insertado de forma pasiva para anular la variable atrito en un modelo de acrílico confeccionado para los testes, y colocados en la maquina universal de ensayo MTS. La activación fue hecha con variación desde 100 gr con intervalo de cada 100 gr hasta alcanzar 1000 gr. En estos intervalos, se midieron las aberturas de cada una de las 4 anzas individualmente, siempre por el mismo individuo pasando una lámina de calibrador de espesura por la abertura de las anzas, sin dificultad y sin espacio, y los valores fueron anotados para la construcción de los resultados. A medida que se traccionaba el arco abriendo las anzas, un examinador media la cantidad de abertura de cada anza de los arcos

y la fuerza generada. Los resultados verificaron que no hubo diferencia significativa entre los cuatro grupos, esto es para una misma cantidad de apertura de las anzas la fuerza generada es muy próxima. Pero al analizar las fuerzas en relación a las aberturas de las anzas se percibió que las aberturas aumentan a medida que las fuerzas son aumentadas para todos los modelos de Dupla Llave. Mostraron además, que no hubo diferencia significativa entre los grupos, pero hubo entre las aberturas y la interacción de grupos apertura fue significativa. La autora concluyó que en los arcos de Dupla Llave Parker y Dupla Llave Versátil, a medida que las anzas son traccionadas, existe un aumento progresivo y proporcional en las resultantes de fuerza en ambos diseños de anzas, y estas fuerzas son estadísticamente iguales en respuesta a las aberturas de las anzas semejantes, sin embargo el factor de unión de las anzas no altera tales fuerzas.

Rodriguez et al., (2010) realizaron ensayos mecánicos para evaluar las propiedades mecánicas de tres tipos de anzas ortodónticas. Determinaron la fuerza liberada y el torque incorporado durante las diferentes activaciones. 75 anzas de cierre de espacio fueron confeccionadas en alambre rectangular 0,019x0,025" SS con 6mm de altura y 10 mm de largo. Fueron divididas en 3 grupos: Helicoide reversa, Gota y T reversa. Los resultados mostraron que la anza T reversa presentó las menores medias de fuerza cuando activada 0,5mm y 1,0mm, mientras que para la activación de 1,5 y 2mm la anza helicoide reversa obtuvo los menores resultados. La anza en gota mostró los mayores resultados en los 4 momentos de activación. Cuando las anzas fueron activadas 1 mm, todas ellas liberaron fuerzas mayores de lo necesario para la retracción de incisivos inferiores. La anza en helicoide liberó 404gr, la anza en gota 526 gr y la anza en T reversa 390 gr. El valor obtenido por la anza T reversa fue el más próximo del considerado ideal (301gr), pero esta anza cargo 80 gr mas de la fuerza ideal lo que podría causar un aumento en el periodo de hialinización según los autores. Cuando activadas 2mm las anzas presentaban valores 3

veces superiores a los ideales para incisivos superiores y 4,5 veces mayores para los incisivos inferiores (anza en helicoide reversa 837 gr, anza en gota 969 gr y anza en T reversa 864 gr). En relación al toque incorporado después de la activación, se observó que la anza T reversa fue aquella que presentó valores mayores en todas las activaciones investigadas.

Gajda y Chen (2012), cuantificaron los seis componentes de fuerza y de momento en dos dientes objetivo, utilizando arcos con anzas de cierre de espacios disponibles comercialmente: Anza Teardrop y ojo de cerradura o Dupla Llave. El propósito entonces, fue identificar cuantitativamente las diferencias entre los dos tipos de arcos. Utilizaron un probador de fuerza ortodóntico y un modelo de arcada dental construido para medir los sistemas de carga producidas en dos dientes durante el cierre del espacio simulado, en un caso típico de extracciones de premolares. El sistema incluye tres componentes de fuerza y tres componentes de momento definidos clínicamente en dos dientes de destino sobre tres ejes: el canino superior izquierdo y el incisivo lateral. Se utilizaron dos tipos de arcos continuo con anza Teardrop (TD) y Dupla Llave (DKL). Se pusieron a prueba arcos con sección transversal 0,016x 0,022” (Acero inoxidable Forma Natural Arch, Oscar Inc, Fishers, IN) en distancias inter-loop / inter-anza de 38 mm y 42 mm, comúnmente seleccionado por los odontólogos basados en el registro del proveedor. El arco de alambre se fija a los brackets con los procedimientos clínicamente establecidos y se activaron en los extremos distales de los tubos molares. Se midieron los sistemas de carga resultantes sobre los dientes de destino. Los resultados establecieron que el nivel de activación afecta a las magnitudes de los componentes de carga principalmente. El sistema de carga inicial podría tener mayor impacto clínico, y ese era uno de los objetivos de este estudio, hacer de los resultados de tratamiento predecibles. Los componentes de Fuerza y Momento doblaron sus magnitudes casi al doble cuando la activación aumentó de 1mm a 2mm. La

posición de la anza tiene menor efecto en estos componentes de fuerza y momento, a excepción del momento de rotación de tercer orden a nivel del canino en el arco DKL (rotación distal). En este caso, el arco de alambre KH38 produjo significativamente mayor momento de rotación distal que el arco de alambre KH42. El TD42 tuvo el menor efecto sobre la rotación. Sin embargo, ni la ubicación de activación ni la localización de la anza afectaron a las direcciones de estos componentes.

Rao, Shrivastav y Joshi (2013) evaluaron las propiedades biomecánicas de la anza Caracol comparándola con la anza Teardrop y anza Opus, que son ampliamente utilizadas para el cierre de espacios en masa. La anza Caracol es una anza que ha adoptado una configuración similar a la anza Teardrop, y adicionalmente tiene un helicoide parecido al de la anza Opus. Se tomó una longitud horizontal interbracket de 13mm (distancia entre nodos anterior y posterior). Utilizando el método de estudio finito, se construyeron 13 modelos con anzas caracol construidas tanto con alambre TMA o SS, con dimensiones de 0,017x0,025" y 0,019x0,025" y añadiendo dobleces de pre activación de 0, 5, 10, y hasta 20°. Se evaluaron proporciones de M/F, C/D y fuerza máxima después de dos cantidades de pre-activaciones: 1 y 2mm. Este estudio fue diseñado para optimizar la utilización de la anza caracol entendiendo sus propiedades biomecánicas. Se concluyó que los arcos de SS generan proporciones de F, M, C/D casi tres veces mayores comparados con los de TMA, aunque las proporciones M/F no se diferenciaron cuando se compararon ambos tipos de material. Cuando la dimensión de los arcos cambiaba en arco TMA, se observaba un incremento de la fuerza producida y el rango C/D; en arcos de SS cuando la dimensión del arco cambiaba, la fuerza producida y el la rango C/D aumentaban sustancialmente. La anza caracol confeccionada en TMA y una dimensión de 0,019x0,025 con 20 grados de doblez alfa producía una fuerza máxima de 339 gr después del segundo desplazamiento, sin embargo las mismas características en anza de menor calibre producía 328,3 gr.



Ambos modelos de anza produjeron una proporción M/F óptima para el movimiento de cuerpo después de darle un dobléz de 20° en alfa. Comparando entre la anza caracol, teardrop y opus preparadas en mayor calibre y TMA sin ninguna pre activación mostraron una proporción M/F de 9,8 para la anza opus, 5,4 para la teardrop y 5,5 para la tipo caracol. El rango C/D de la anza opus fue comparativamente menor que de las otras dos anzas, atribuyendo que una C/D elevada genera una desactivación más rápida provocando un efecto traumático al periodonto y hueso alveolar. Los autores concluyeron que la anza caracol con la incorporación de dobleces gable es muy eficiente para deliberar proporciones M/F similares a la de la anza Opus, sin embargo su morfología mas fina provee una fácil fabricación, mayor conforto del paciente y previniendo la impregnación de tejido blando, una desvengaja de la anza opus. Para una optima utilización de la anza caracol se debe preparar tanto en 0,017x0,025” o 0,019x0,025” TMA y debe ser activada 2mm. Sin embargo ellos observan que no importa que tan preciso sean los estudios laboratoriales, es muy difícil simular y construir un ambiente oral artificial.

Thiesen et al., (2013) evaluaron el efecto de los cambios de la configuración de la anza Teardrop; presencia o ausencia de helicoides, dimensión transversal de arco, incorporación de diferentes pre activaciones de anzas y aleaciones utilizadas, y verificaron la interacción entre estos factores sobre el sistema de fuerzas generado por dicha anza. La muestra consistió en 80 anzas construidas por el mismo operador en alambre de sección transversal 0,017x0,025” y 0,019x0,025 de las marcas ORMCO en TMA y UNITEK en SS y se subdividieron en dos grupos de 40 anzas cada uno. Las anzas tenían 8mm de altura y 4mm de diámetro, y las extremidades alfa y beta con 10,5mm. Fueron inseridas intensidades de pre activación de 0 y 40°. Las anzas fueron sometidas a un total de 5 activaciones, de cada 1mm y el test fue interrumpido en cada activación grabando la cantidad de fuerza y momento desarrollado con un nivel de varianza considerando una

significancia del 5%. Los resultados demostraron que solo las anzas Teardrop confeccionadas en arco Beta-Ti 0,017x0,025" sin pre activación presentaron la fuerza horizontal mas consistente de 94 gr para retracción mandibular que ocurría con 1 mm de activación. Se obtuvieron magnitudes favorables de fuerza para el movimiento de caninos maxilares con la activación de 1 mm en arco Beta-Ti del mismo calibre con 40" de pre activación y en 0,019x0,025" sin pre activación (143,0 gr y 156 gr respectivamente). Cualquier anza confeccionada en SS a cualquier amplitud de activación presentaron magnitudes excesivas de fuerza tanto para retracción canina maxilar como mandibular. Para un movimiento de incisivos, solo las anzas de Beta-Ti con 40" de pre activación en alambre 0,017x0,025" y 0,019x0,025" sin pre activación, produjeron niveles de fuerza apropiados (286 y 312 gr) cuando se activo 1 mm. Para la retracción en masa solo las anzas de SS de menor calibre sin pre activación y con 1 mm de activación generaron una fuerza razonable (472 gr). Para la retracción en masa maxilar, magnitudes de fuerzas obtenidas a 1 mm de activación en arcos de SS 0,017x0,025" con pre activaciones de 40" y 0,019x0,25 sin pre activación y 0,017x0,025 en Beta-Ti sin pre activación y activando 3mm, generaron 612 gr, 604 gr y 596 gr respectivamente. En este camino, se observó que las anzas Teardrop y Teardrop con helicoides, cuando fueron confeccionadas de SS, no proveyeron fuerzas horizontales favorables para el movimiento anterior siendo activadas mas de 1 mm. Las anzas con el mismo diseño hechas de Beta-Ti permitieron 3mm de activación manteniendo niveles aceptables de fuerza para los dientes anteriores. La dimensión transversal también produjo una influencia marcada en la magnitud de fuerza horizontal deliberada por las anzas. En aquellas hechas de SS, la dimensión 0,017x0,025" generó niveles de fuerza alrededor de 20% mas bajas que en 0,019x0,025". En arcos de Beta-Ti , la reducción fue de alrededor de 22,5%. De un modo general, las anzas Teardrop con helicoides generaron magnitudes de fuerza horizontal mas bajas cuando fueron

comparadas con Teardrop . Esto ocurre debido a una alta cantidad de alambre incorporado en la anza, dando la posibilidad de aplicar niveles de fuerza horizontal mas bajos con limites altos de elasticidad durante su activación.

En relación a la pre activación, se ha mostrado que existe una pequeña influencia en la magnitud de fuerza deliberada por las anzas, pero con significancia estadística. Las pre activaciones, de un modo general, proveen una cantidad de fuerza horizontal mayor, y este resultado fue también reportado por RABOUD et al. (1997) y SHIMIZU et al. (2004). Observando más, encontraron que todos los diseños de anzas Teardrop evaluados generaron un rango M/F relativamente mas bajo cuando ellas fueron activadas, lo que provee solo un tipping descontrolado. Lo mismo paso con las anzas Teardrop con y sin helicoides que no produjeron una proporción M/F incrementada. Sin embargo, las anzas Teardrop con helicoides de SS las hechas de 0,019x0,025” de Beta-Ti con helicoides y 40” de pre activación, resultaron en valores medios de rango M/F cuando activadas 1mm. Estos valores fueron suficientes para desarrollar un movimiento de tipping controlado.

Entre todas las variables analizadas en este estudio, los dobleces de pre activación presentaron un gran impacto en la proporción M/F ejercida en las anzas Teardrop. Estas anzas con 40” de pre activación resultaron en M/F significativamente alto que aquellas sin pre activación. Se observó también que las anzas hechas de SS resultaron siempre en proporciones de M/F mayores. En relación a la dimensión transversal, se presentó poca influencia en el rango M/F; para las anzas Teardrop con helicoides, los especímenes hechos de 19x25 mostraron rangos elevados de M/F. Por otro lado, mayores rangos de M/F fueron vistos en especímenes de anzas de 0,017x0,025” sin helicoides. La proporción C/D generada por las anzas Teardrop y Teardrop con helicoides, la elevada influencia de la aleación metálica, los arcos de SS presentan grandes rangos de C/D cuando comparados con Beta-Ti. El relación a las dimensiones transversales y pre

activaciones, las anzas de mayor calibre (0,019x0,025") así como aquellas con 40" de pre activación, presentaron valores elevados de rangos C/D. También se ha encontrado que valores de C/D bajos fueron producidos por anzas Teardrop con helicoides. Este incremento en la cantidad de arco en el diseño de la anza influencia las características elásticas de las mismas anzas, disminuyendo las magnitudes de fuerza que generan y consecuentemente el rango C/D. Entre todas las variables analizadas en este estudio, la composición metálica presentó el mayor impacto en el rango C/D, seguido de la dimensión transversal, y por ultimo la pre activación. Se ha observado que el rango C/D es relativamente continuo y la tendencia a disminuir suavemente la activación incrementa el cierre de las anzas. Este estudio concluye que las anzas Teardrop con helicoides producen magnitudes de fuerza horizontal y rangos de C/D mas bajas que las anzas sin helicoides. En presencia de activación de 40", la activación algunas anzas Teardrop con helicoides generaron rangos M/F suficientemente altos para permitir movimientos de tipping descontrolado y controlado, mientras que las anzas Teardrop sin pre activaciones solo permiten tipping descontrolado cuando se activan. En la ausencia de pre activaciones, todas las anzas redujeron rangos de M/F bajos, lo que permiten solo tipping descontrolado. Analizando los efectos de dimensión transversal, la pre activación y la aleación metálica en los sistemas de fuerzas fue posible concluir que: a) el incremento de la dimensión transversal de los arcos ortodónticos proveen un incrementos n la magnitud de fuerza horizontal y en rango C/D, proveyendo un efecto pequeño en el rango M/F; b) la inserción de dobleces de pre activación en anzas proveen rangos de M/F mas altos, fuerzas horizontales mas altas y rangos de C/D también mas altos; c) en relación con la composición del material, las anzas hechas de Beta-Ti producen magnitudes de Fuerza horizontal menores, así como también M/F y C/D menores. Entre todas las variables analizadas, la que mas influencia presentó en la fuerza y rango C/D, fue la composición de

la aleación. La proporción M/F mostró ser mas afectado por la pre activación de las anzas de cierre.

Patel et al. (2014) compararon fuerzas, momentos, proporciones de momentos/fuerza (M/F) y carga/deflexión C/D de las anzas T-loop, anza Llave simple (KL), anza Teardrop y anza hongo en método de elemento finito. El Método de Elemento Finito (FEM) es un método matemático en el cual sistemas completos de puntos significativos o nodos están situados en un dibujo exacto de la estructura a modelar. Los autores evaluaron los 4 diseños de anzas de retracción confeccionadas de alambre de beta-titanio (TMA) de 0,017x0,025”, para determinar la mejor anza de retracción para el cierre de espacios en ortodoncia, basada puramente en su diseño. Dado que el estudio determinó los niveles de fuerza en cada uno de los nodos, fueron capaces de determinar la grado exacto de activación previa que se requeriría en el diseño de anza de retracción que mejor se aplicará a la clínica en la mecánica para el cierre de espacios de ortodoncia en casos que requieren la extracción de primeros premolares. El movimiento simuló el deslizamiento del arco distalmente a través del tubo del molar en el cual se realizó una activación de 2mm de desplazamiento en una dirección Fx (Horizontal) y se calcularon los momentos alrededor del eje Z (Vertical). El nivel, dirección de las fuerzas y momentos generados por las anzas dependieron de muchos factores que se integran; influencias de material de la anza y su forma, condiciones de activación (métodos de ligación), dirección de activación y magnitud que hicieron difícil el análisis. Ellos concluyeron que las 4 anzas de retracción ejercieron los mayores niveles de fuerza en el nodo del molar, el cual disminuyó a medida que el molar se movía hacia adelante. La proporción M/F experimentada a nivel del nodo del incisivo central para todos los diseños de anzas parecen ser similares, por esta razón en el escenario clínico todas las anzas ayudan en la obtención de movimiento corporal de los dientes anteriores. Los resultados también mostraron que la anza T y la

anza Llave simple generan niveles de fuerza cercanos a los valores óptimos para movimientos dentales fisiológicos como sugeridos por Smith y Storey (1952) y Gjessing (1985). El valor máximo para la proporción M/F se vio en el nodo de incisivo central seguido del incisivo lateral, molar y canino. La Anza Llave simple / KL demostró una proporción de Carga/Deflexión más baja de 6,04 haciendo que su diseño sea el más eficiente para el cierre de espacios; sin embargo las proporciones M/F en el nodo del incisivo central e incisivo lateral fueron muy similares para ambas los 4 tipos de anzas: 6,85; 7,25; 6,84; 7,1 y 9,15; 9,16; 9,16, 9,16 respectivamente, insinuando que en el escenario clínico todas las anzas ayudan a conseguir un movimiento de cuerpo de los dientes anteriores. Los valores máximos de M/F son vistos en el incisivo central, seguido del incisivo lateral, molar y por ultimo canino.

Kamisetty et al. (2014) planearon un estudio también utilizando elemento finito para evaluar la efectividad de las anzas Teardrop, anza vertical abierta y anza T , y analizar el tipo de movimientos producidos en los dientes anteriores durante el cierre de espacios de extracción con diferentes angulaciones  $\alpha$  y  $\beta$ . Construyeron un modelo 3D de un maxilar con todos los dientes excepto los primeros premolares y se calcularon las proporciones M/F, los momentos y los movimientos de dientes anteriores y posteriores. Se analizó el movimiento dentario para el desplazamiento de los nodos en la punta de la corona y la punta de la raíz determinando así tipping mesio-distal e intrusión para incisivo central, incisivo lateral, canino, segundo premolar, primer molar y segundo molar. El alambre y dimensión utilizado fue un arco 0.019x0,025” en SS. Los resultados muestran que a medida las angulaciones alfa y beta aumentan, la proporciones M/F disminuyen en los tres tipos de anzas. Las proporciones de M/F  $\alpha$  y  $\beta$  de las anzas T son mayores que las de las anzas Teardrop y menores que de las anzas verticales abiertas. Esta sobre entendido que a medida que las angulaciones aumentan, los movimientos intrusivos y extrusivos también

aumentan. La intrusión se puede ver en dientes anteriores y en el caso de posteriores, se ve una extrusión debido a momento diferencial. Movimientos intrusivos o extrusivos de la anza T son mayores que de la anza Teardrop y menores que de la anza vertical abierta; a medida que aumentan las angulaciones, el movimiento de la punta corona o punta de la raíz también aumenta en dirección horizontal. Tanto para los dientes anteriores y posteriores, la punta de la corona se moverá en dirección distal y la punta de la raíz en dirección mesial. A medida que las angulaciones  $\alpha$  y  $\beta$  incrementan, los momentos  $\alpha$  y  $\beta$  también incrementan. No hay un padrón definido de incremento en los momentos alfa, sin embargo momentos alfa de las anzas T son mayores que los de la anza Teardrop y menores que la anza vertical abierta.

Las fuerzas verticales intrusivas y extrusivas generalmente resultan de momentos  $\alpha$  y  $\beta$  desiguales. Cuando el momento beta es mayor que el momento alfa, una fuerza intrusiva actúa en los dientes anteriores mientras que una fuerza extrusiva actúa en los dientes posteriores. Cuando el momento alfa es mayor que el beta, fuerzas extrusivas actúan en el sector anterior y viceversa en posterior. El incisivo lateral muestra mayor intrusión que el canino y menor que el incisivo central. Entre las tres anzas, la anza T muestra mayor intrusión anterior que la Teardrop y menor que la vertical abierta. Entre los movimientos anteriores tanto de la corona como de la raíz, el incisivo lateral muestra mayor movimiento que el central pero menos que el canino. Este estudio concluye que la anza Teardrop fue la mejor opción entre las tres anzas de retracción debido a sus ventajas sobre las otras dos en relación a control de anclaje, movimientos intrusivos o extrusivos de la punta de la raíz, y las angulaciones más preferidas para que sucedan estos movimientos son 10 y 20 preferentemente.

Chiang et al. (2015) quisieron verificar los diferentes efectos de los dobles gable en la mecánica con anzas sobre el movimiento de dientes anteriores durante la retracción

en masa y retracción en dos pasos por medio de un estudio con elemento finito y en combinación con análisis de gran deflexión basados en el método de tangente rígida. El modelo de retracción en masa fue basado en la idea de que los 6 dientes anteriores sean retraídos al mismo tiempo por la anza Teardrop para un caso de extracciones de primeros premolares o un modelo de retracción de dos pasos se reconstruyó para la retracción de los 4 incisivos posterior a la retracción canina. Se calcularon las fuerzas y momentos que actúan en los finales de las anzas de cierre asociados con varios grados de efecto gable (0, 5, 10, 15, 20, 25 y 30°). La anza examinada fue Teardrop, con 10 mm de altura, una distancia interbracket de 14mm y colocada en una posición central y con una sección transversal de 0,017x0,022” en SS. Los desplazamientos dados fueron de 1,0mm en ambos extremos. Para evaluar científicamente el efecto de los cambios en el ángulo del efecto gable en el padrón de movimiento dentario, se calcularon el grado de tipping coronal lingual y la posición del CRO de los incisivos maxilares. Aunque hay muchas definiciones para el centro de rotación, el concepto que utiliza este estudio es la intersección de las dos líneas coincidentes con la extensión de los ejes dentarios antes y después del desplazamiento; y se aplicó este cálculo. Las magnitudes de fuerza y momento generados en los finales de cada anza Teardrop de 10mm de altura con varios grados de dobleces gable con la activación de 1 mm son casi linealmente incrementados de 185 a 541gf y de 577 a 2603 g.mm respectivamente, a medida que el doblez gable se incrementaba de 0 a 30°. El M/F calculado incrementó de 3,12 a 4,2 con el aumento del ángulo de gable de de 0 a 30°. En el modelo de retracción en masa, la inclinación lingual de la corona del incisivo central maxilar incrementó de 0,44 a 1,06 con la variación de los dobleces gable de 0 a 30, mostrando por lo tanto un tipping incontrolado, en el cual el borde incisal es retraído y el ápice radicular es desplazado en la dirección opuesta, aun así se haya dado efecto gable de 30 grados. En contraste con eso, un tipping controlado se



observó en modelo de retracción de dos pasos, el grado de tipping lingual disminuyó de 0,14 a 0,03 a medida que los dobleces gable aumentaron de 0 a 30; la inclinación incisiva giró en relación al apice radicular o un punto apicalmente.

La fuerza de retracción y el momento deliberado por la anza Teardrop fueron casi proporcionalmente incrementados con el aumento del doblez gable. La proporción M/F es otro valor que también aumenta a medida que el grado de gable aumenta. Sin embargo el rango de incremento del momento es mayor que el de fuerza cuando esta asociado a la variabilidad de gable de 0 a 30". El presente estudio muestra que una anza Teardrop de 10mm con un doblez gable de 30 puede deliberar mas de 541 gr. Desde que la colocación de un doblez gable excesivo en el loop puede deliberar fuerzas marcadamente pesadas dañando a los incisivos maxilares y ligamento periodontal, el grado de gable debe ser reducido a menos de 30 para evitar efectos deletéreos en los dientes o si es recomendado de reducir la cantidad de activación de las anzas para disminuir el grado de fuerza de retracción.

Los autores concluyeron que en la retracción en dos pasos, los dobleces gable pueden tener un mayor impacto en la aplicación efectiva de torque, proveyendo un control de movimiento de los dientes anteriores mejor que en la retracción en masa. La retracción en masa con la incorporación de dobleces gable dentro de las anzas es inefectiva para la aplicación de torque en los dientes anteriores; las proporciones M/F generadas por las angulaciones gable no consiguen transmitir la fuerza al incisivo cuando las anzas están colocadas distal a caninos, principalmente porque este diente con una raíz tan grande podría absorber gran parte del sistema de fuerza generado. Contrariamente, la incorporación de anzas de cierre entre incisivos laterales y caninos en una técnica de retracción en dos pasos puede tener un mayor impacto en la aplicación efectiva de torque, consiguiendo un mejor control del movimiento anterior.

### **3. Proposición**

#### 3.1 Objetivo General

Analizar el Sistema de Fuerzas generado por la activación del Arco Dupla Llave con diferentes activaciones y pre activaciones.

#### 3.2 Objetivos Específicos

- Verificar las diferencias en el sistema de fuerzas, según la cantidad de activación de las anzas expresada en mm: 0,5mm; 1mm; 1,5mm; 2mm.
- Identificar las diferencias en el sistema de fuerzas, según el grado de pre activación gable que genera la unión entre anzas en grados: 0\*, 10\*, 15\*, 20\*.
- Evaluar la combinación de sistema de fuerzas más adecuada que promueva el movimiento de traslación dentaria con control vertical anterior.

## 4. Materiales y Métodos

### 4.1 Muestra

La muestra utilizada para el presente estudio constituyó de 60 hemiarcos ortodónticos Dupla Llave de acero inoxidable preformados (Marca GAC) con sección transversal 0,019x0,025". Los arcos DKL empleados tenían una distancia interanza de 36mm, fueron seccionados en 2 mitades, aplanados y generando una distancia alfa de 18mm y una distancia beta de 30mm. El tipo de activación analizada fue tracción distal; comúnmente utilizada o también denominada activación estándar. La pre activación se obtuvo uniendo ambas anzas con Amarrillo de Suzuki y generando un efecto gable en la porción anterior de 0, 10, 15 y 20 grados. Consecuentemente se obtuvieron 4 grupos de 15 anzas, cada uno respectivo al grado de pre activación. A pesar que la unidad universal de medición de fuerza es "N-Newton", por razones prácticas y comparativas con estudios semejantes, se adoptó la unidad de *Gramos*.

### 4.2 Pre Activación

La pre activación fue realizada midiendo cada una de las anzas con la ayuda de un transportador sobre una hoja de papel, corroborando su exactitud en un dibujo (Figura. 8). El amarillo metálico utilizado para la unión entre anzas para generar 10 y 15 grados fue de calibre 0,020" y de 0,030" para alcanzar un efecto gable de 20 grados. Vale recalcar que, en ciertas oportunidades el amarillo se quebró por la elevada fuerza ejercida al pre activar 20\*, sucedido eso se utilizó uno nuevo. Además, se confirmó que dichas pre activaciones no ultrapasen el límite de elasticidad de las anzas y al momento de soltar el amarillo hasta 48 horas después de amarrado en 5 ejemplares de cada grupo escogidos aleatoriamente, el grado de elasticidad del alambre estaba intacto.

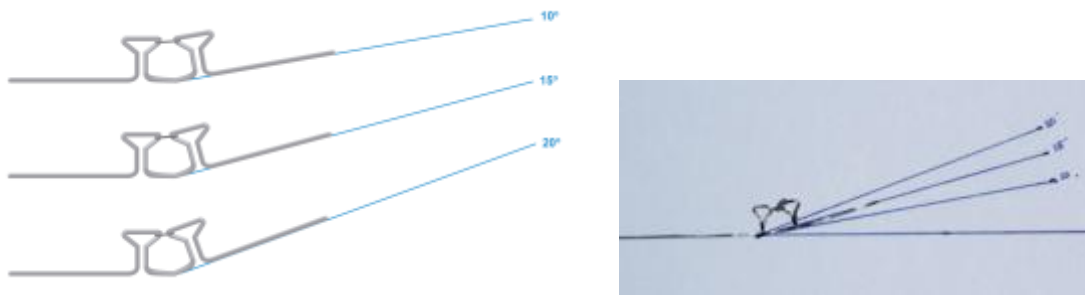


Figura 8. Pre Activación de anzas en los cuerpos de prueba: a 10, 15 y 20 grados

#### 4.3 Ensayo

Los testes mecánicos de este trabajo fueron realizados en el Departamento de Ingeniería de Materiales de la Universidad Estadual de Sao Paulo – UNESP - Araraquara. Se utilizó una máquina universal de ensayo de la marca comercial EMIC, junto a un transductor de momentos y un indicador digital para la extensimetría, Modelo TMDE, ambos de Transdutec (Transdutec – Ind. E Comp de Transdutores Ltda, Sao Paulo – SP) (Figura. 9).



Figura 9. Máquina de ensayos “EMIC”

### *Sistema de ensayo*

La fuerza necesaria para provocar la activación de la anza se obtuvo gracias a una célula de carga con capacidad máxima de 5000 gr. En esta misma máquina, se adaptó el transductor de momentos debidamente calibrado que hizo posible la medición simultánea del momento generado por la anza durante su deformación. Dicho transductor, es un dispositivo sensor que transforma las grandezas mecánicas en impulsos eléctricos y tiene por finalidad medir la cantidad de momento/torsión durante la carga de la anza. También, se acopló a este transductor de momentos un indicador digital para extensimetría, que realizó la conversión de las grandezas mecánicas para dígitos, posibilitando así las medidas y el registro automático de los momentos generados por las anzas. En el ensayo mecánico propiamente dicho, las anzas fueron posicionadas entre un dispositivo de fijación y el transductor de momentos, disposición que simula el espacio interbracket que va desde mesial de segundo premolar a distal de incisivo lateral, donde se ubica la primera anza (Figura. 10). Cada anza fue activada hasta un total de 2,0mm y combinada con los 4 tipos de pre activaciones. El ensayo fue interrumpido cada 0,5mm de activación y registrada la cantidad de fuerza y de momento/torsión. Consecuentemente, se obtuvieron proporciones Momento/Fuerza y Carga/Deflexión para cada 0,5mm de deformación.

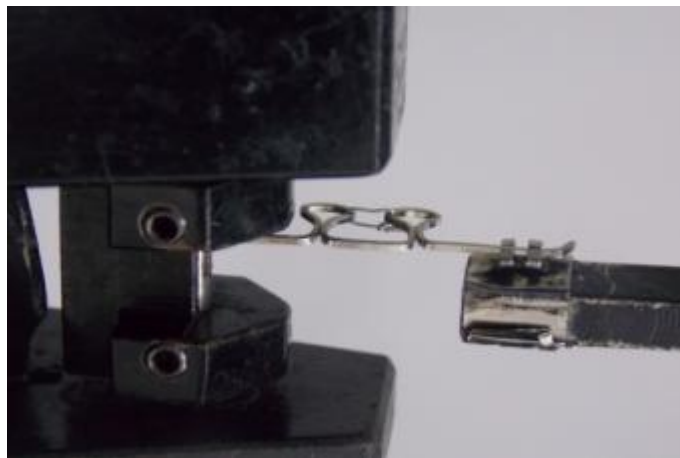


Figura 10. Ensayo Mecánico propiamente dicho

#### 4.4 Control de Error

Para cada subgrupo de pre activación de Anzas Dupla Llave, fueron sometidas a los ensayos 60 anzas; todas preparadas por el mismo operador y auxiliado siempre de un mismo técnico de laboratorio de ensayos.

#### 4.5 Análisis Estadístico

La verificación de los cuatro objetivos fue realizada con el auxilio del análisis de varianza a dos factores y modelo factorial completo, una vez que los dos factores combinados (4 niveles de Activación y 4 niveles de Pre Activación) presentaran tamaño de la muestra mínimo de  $n=15$  y distribución normal para todos los tratamientos (combinaciones) para las variables Momento (g.mm) y Momento/Fuerza (mm). La verificación de normalidad fue realizada con el auxilio del test de normalidad de Kolmogorov-Smirnov, al nivel de significancia de 0,05.

Para las variables Fuerza (gr) y Carga/Deflexión (gr/mm) apenas 3 de los 16 tratamientos (10grados/1,5mm, 20grados/0,5mm y 20grados/1,5mm) no presentaron distribución normal. Sin embargo, se observó que los mismos presentaron distribución simétrica (media y mediana sin presentar diferencia mayor que 11%), siendo por tanto recomendado la utilización del test paramétrico ANOVA a dos factores. El nivel de significancia adoptado para la aplicación del test ANOVA fue de 0,05mm. Cuando ANOVA indico existir diferencia entre los valores medios de las variables dependientes: Fuerza (gr), Momento (gr.mm), Momento/Fuerza (mm) y Carga/Deflexión (gr/mm), y el test de homogeneidad de varianzas de Leneve acusó varianzas homogéneas para cada variable dependiente según los factores analizados, se utilizó el test de comparaciones múltiples de Tukey HSD para identificar cuales tratamientos difieren entre si. Cuando el test de homogeneidad de varianzas de Leneve acusó varianzas heterogéneas en la variable

dependiente según los factores analizados, se utilizó el test de comparaciones múltiples de Games Howell con el mismo propósito. El nivel de significancia adoptado fue de 0,05.

#### 4.6 Power TEST

Definido inicialmente un tamaño de muestra de  $n=15$  para cada asociación entre activación y pre activación, y en secuencia de aplicación de los testes estadísticos que fueron hechos, se calculó el Poder de Test o “Power Test” con base al tamaño indicado. Al aceptar la hipótesis 1 (*hipótesis alternativa*) que indica que existe diferencia e interacción entre las variables dependientes según las variables independientes Pre Activación y Activación, los resultados dieron un poder de test en todos los casos que superó el 80 % de confianza para todas las variables (83% para Carga/Deflexión y 99% para Fuerza, Momento y Momento/Fuerza alcanzó el 99%), aclarando que el tamaño de la muestra escogido fue ideal para conseguir resultados altamente significativos.

## 5. Artículo Científico

Article prepared according to the rules of the Journal: *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.

### **Study of the force system generated by the Double Key Hole Loop – DKL with different pre angulation angles in the mechanical of space closure.**

#### **Authors**

Tatiana Porcel Chalup <sup>1</sup>

Augusto Ricardo Andrighetto<sup>2</sup>

Roberto Hideo Shimizu<sup>3</sup>

<sup>1</sup>DDS, Orthodontist Specialist at UMRPSFXCH, Masters Degree in Dentistry with concentration area in Orthodontics student at Latin American Institute for Dental Research and Education, ILAPEO Curitiba-Paraná, Brasil.

<sup>2</sup>DDS, MSc and PhD in Orthodontics, USP-Sao Paulo. Professor of the Masters in Dentistry with concentration área in Orthodontics at Latin American Institute for Dental Research and Education, ILAPEO Curitiba-Paraná, Brasil

<sup>3</sup>DDS, MSc and PhD in Orthodontics, UNESP-Araraquara. Professor of the Masters in Dentistry with concentration área in Orthodontics at Latin American Institute for Dental Research and Education, ILAPEO Curitiba-Paraná, Brasil

#### **Autor Correspondiente**

Tatiana Porcel Chalup

Bolívar 310 Street, Center Zone, Sucre – Bolivia

Bolivia, +59172882124



E-mail: [tatianaporcel@hotmail.com](mailto:tatianaporcel@hotmail.com)

## **Abstract**

**Objective:** To establish the force system generated by the activation and preactivation of the DKL Double Key Loop arch. **Material and Methods:** The differences in the force system were identified by the amount of horizontal loop activation in mm: 0.5 mm; 1mm; 1.5mm; 2mm interacting with the degree of gable vertical preactivation that generates binding the loops at 0, 10, 15 and 20 degrees. The sample constituted of 60 orthodontic preformed DKL hemi arches of stainless steel (Brand GAC) with a crosssection of 0,019x0,025", obtaining 4 groups of 15 arches according to the degree of preactivation. The mechanical test was interrupted every 0.5mm of activation and recorded the amount of Force, Moment, proportions of Moment/Force and Load/Deflection. **Results:** Force values generated by the DKL increased progressively with increasing the amount of preactivation up to 15 degrees. It is recommended to enable a maximum of 0.5 to 1mm of horizontal activation. DKL moments are very high, thus generating very low proportions of M/F, likewise the C/D shows decreasing values with increasing horizontal activation. **Conclusion:** Variations in both the opening of the loops as the angle of preactivations cause significant changes in the force system of the DKL arch.

**Keywords** Dental extraction, Space Closure, Forces, Anterior Retraction, Double Keyhole Loop

## Introduction

The non frictional system uses forces and couplings derived from loops of an arch segment, which get space closure by the closure of these loops, making possible the implementation of specific and precise forces that can achieve the biomechanical requirements for a planned tooth movement. In the anterior retraction phase, the use of loops seems to be a method with better acceptance once the applied force has none reduction effect due to friction.<sup>1,2</sup> Preformed arches with closing loops incorporated are widely used for space closure in orthodontics because of its convenience and easy application, as well as providing favorable control tipping moments.<sup>3</sup>

According to several authors, the mechanical performance generated by loops during space closure is directly related to its configuration, as their characteristics provide specific force systems according to its variations in shape and peculiarities.<sup>4-8</sup> The construction and use of retraction loops demands knowledge of physical principles, especially those who speak regarding proportions of Moment/Force (M/F) and Load/Deflection (C/D)<sup>4-9</sup> The ideal mechanism for orthodontic movement would be that which present a low C/D ratio and a high ratio of M/F.<sup>10</sup>

The Moment/Force ratio is a fundamental feature of the space closure device, it establishes the manner in which the tooth will moved through the determination of its center of rotation CRO.<sup>5,11,12</sup> This consists on the relationship between the amount of moment and force applied to the tooth, considering that the center of resistance – CRE, determined in this way, is the center of rotation – CRO. As reported by many authors, to occur controlled tipping movement it would require a loop with such features that produce a M/F ratio of 6 to 8; for a translational movement it would be necessary a M/F ratio of 8-10 and a 10-14 ratio to achieve root movement.<sup>13, 11, 14</sup>

The Load/Deflection proportion is the amount of force required to produce activation of an orthodontic device, and the closer to zero, the constant milder forces are released by such devices. This proportion has been thoroughly studied by several authors due to its relevance in the field.<sup>4-7</sup> Burstone in 1966<sup>4</sup> proposed a philosophy of orthodontic treatment in which stood the control of force system. He cited three variables that could determine the success or failure of an orthodontic treatment: the proportion Moment/Force ratio, the amount of force and moment and finally the constancy of these variables. The main problems related to tooth movement are first the type of force system required to produce a desired rotation center and second the considered optimal amount of force to move the teeth.<sup>15</sup>

The original arch design of the DKL or Double Key Hole Loop arch was idealized by John Parker and modified by Hideo Suzuki, calling Versatile Double Key Hole Loop; it is used in Straight Wire Roth technique.<sup>16</sup> The DKL arch is a stainless steel wire having 4 vertical loops as "Eye of Door Lock", two on each hemi arcade and located proximal to the canines, mesial and distal. Its mechanism of action is complex and versatile, allowing various forms of activation and tooth movement.<sup>17,18</sup>

Given the evidence that the application of forces through retraction mechanisms generates a tendency of lingual tipping of the anterior teeth, and to cancel it, its imposed the need for incorporation of torque between loops, with the DKL arch you can perform anterior retraction using different types of activations, which are selected according to the need of vertical control of anterior teeth, being possible to make a retracting movement accompanied with intrusion, vertical control or allowing extrusion of these teeth. Dobranksy et al.,<sup>19</sup> corroborated the versatility of this arch in photoelastic models analyzing the distribution and intensity of force at the root tip of incisors and canines during retraction. The results showed that different types of activations in anterior

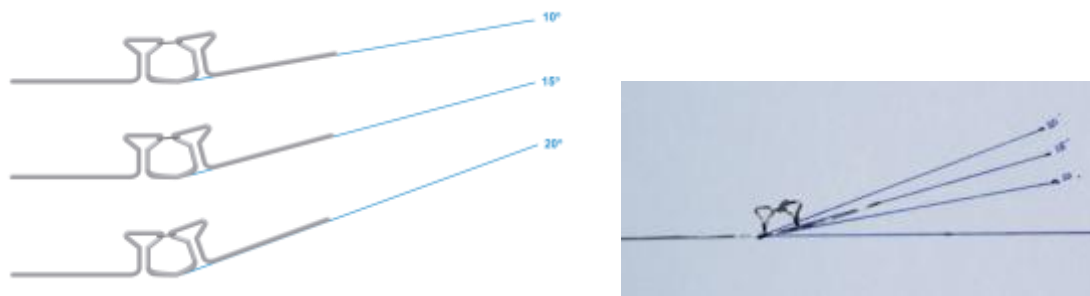
retraction can be accompanied with extrusive component, anterior vertical control or intrusive component.

Thus, space closure is a major challenge in Orthodontics since it requires the implementation of a defined force systems; it's a must for the orthodontist to have the knowledge about the magnitude of horizontal force, ratios of M/F and C/D generated by the devices during their activation; they should be padronized for at the time of clinical activation, it run with the security of being printing to the teeth forces much closer to the ideal for the proposed movement. The literature presents complete force systems for standar Bull Loop <sup>15</sup>, T Loop <sup>15-20</sup>, Bull Loops with and without helix <sup>21</sup>, Teardrop or Bull modified in different configurations <sup>22</sup>, Snail Loop <sup>23</sup> and Key Loop <sup>24</sup>, ie magnitudes of force, moment, ratios of Moment/Force (M/F) and Load/Deflection (C/D) when subjected to different intensities of activation, preactivation and in different cross sections. However the accurate information about a complete load systems available for the Double Key Hole Loop remains incomplete; it exists in the literature only horizontal force values and certain elastic proprieties. The objective of this study is to analyze the complete force system generated by the activation of the DKL arch; (1) identify differences in the system of forces according to the amount of loops activation in mm, (2) according to the degree of pre activation generated by the union between loops and to evaluate the combination that better promotes translational tooth movement with anterior vertical control.

## **Material and Methods**

The sample used for this study averaged 60 orthodontic Double Key Hole Loop DKL preformed stainless steel hemi arches (Brand GAC) with cross section of 0,019x0,025 ". They were flattened creating a alpha distance of 18mm and beta distance of 30mm. The

type of activation analyzed was distal traction, also called standard activation. The preactivation was obtained with metallic tie joining both loops and generating an anterior gable effect of 0, 10, 15 and 20 degrees (Figure 1.) Consequently were obtained 4 groups of 15 hermi arches, each group corresponding to one degree of preactivation. Although the universal force measurement unit is Newton, for practical reasons and comparisons with similar studies, the unit of *grams* was adopted.



**Figure 1.** Loop's Preactivación of the test bodies with metal tie of 0,020" y 0,030".

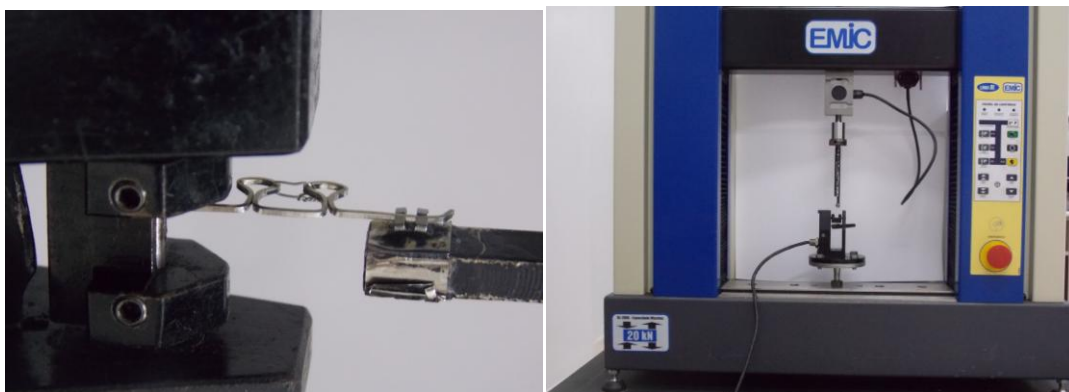
Mechanical tests of this study were performed in the Department of Materials Engineering of the State University of Sao Paulo - UNESP - Araraquara. A universal testing machine EMIC trademark, Model TTDML was used with a moment transducer and a digital display for extensimetry, Model TMDE, both Transdutec brand (Transdutec - E Ind Ltda Comp Transducers, Sao Paulo - SP).

### *Assay System*

The force required to cause activation of the double loop was obtained through a load cell. On the same machine, the moment transducer was properly adapted and calibrated, so it made possible the simultaneous measurement of the moment generated by the loops during deformation. This transducer is a sensor device that transforms

mechanical greatness into electrical impulses and aims to measure the amount of moment/torque while loading the loops. A digital display for extensimetry was also coupled, it performed the conversion of mechanical greatness for digits, enabled the measure and automatic registration of the moments generated by the loops. In the mechanical testing itself, the loops were positioned between a fastener and the moment transducer simulating the interbracket distance. (Figure. 2) The loops were activated a total of 2.0mm and combined with the 4 types of pre activations, thereby obtaining 16 combinations. The trial was interrupted every 0.5 mm activation and recorded the amount of force and moment/torque. Consequently, proportions Moment/Force and Load/Deflection for each 0,5mm strain were obtained.

They were subjected to mechanical testing 60 hemi arches, all prepared by the same operator and always aided by the same testing laboratory technician. The accuracy of the pre activation was confirmed by measuring each loops with the help of a conveyor; the metal tie used to join loops to reach 10 and 15 degrees was 0.20" and 0.30" to attain 20 degrees. It was confirmed that these activations do not overstep pre yield strength of the loops, and when releasing the tie until 48 hours after moored, the degree of elasticity of the wire was intact.



**Figure 2A.** Mechanical testing itself. **B.** Universal testing machine EMIC trademark coupled to the moment transducer and a digital display for extensimetry.

Two objectives were established: To determine measures of Force F (g), Moment M (g.mm), Moment/Force M/F (mm) and Load/Deflection L/D (g/mm) generated by DKL regarding activation: 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm and 2.0 mm and pre activation: 0 degrees, 10 degrees, 15 degrees and 20 degrees and to identify statistically significant correlation between the tested variables: Force F (g) Moment M (g.mm), Moment/Force M/F (mm) and Load/Deflection L/D (g/mm).

### ***Statistic Analysis***

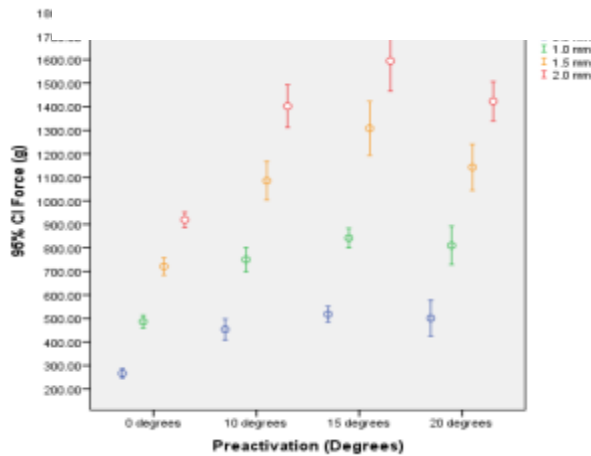
The verification of the objectives was carried out with the help of a two factors variance analysis and a factorial complete model, once the two factors combined (4 levels of activation and 4 levels Pre Activation) present a minimum size sample of  $n = 15$  and a normal distribution for all treatments (combinations) for variables Moment (g.mm) and Moment/Force (mm)/ Force (g) and Load/ Deflection (g/mm) variables only 3 of the 16 combinations (10degrees/1.5mm, 20degrees/0,5mm and 20degrees/1.5mm) did not present normal distribution. The verification of normality was made with the help of the test of normality of Kolmogorov-Smirnov, with a significance level of 0.05.

Although three combinations were not normally distributed, we observed that they showed symmetrical distribution (mean and median without showing greater than 11% of difference) and being therefore recommended the use of the parametric test ANOVA of two factors. The level of significance for the application of ANOVA test was 0.05mm. When ANOVA indicated there is a difference between the mean values of the dependent variables: Force (g), Moment (g.mm), Moment/Force (mm) and Load/Deflection (g/mm), and the test of homogeneity of variance Leneve accused homogeneous variance for each dependent variable according to the factors discussed, the multiple comparison test of Tukey HSD was used to identify which treatments differ. When the test of homogeneity of

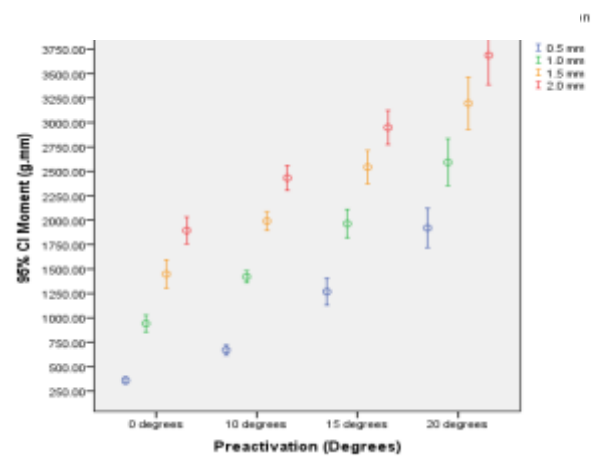
variances Leneve accused heterogeneous variance in the dependent variable according to the factors discussed, the multiple comparison test Howell Games for the same purpose was used. The significance level adopted was 0.05.

## Results

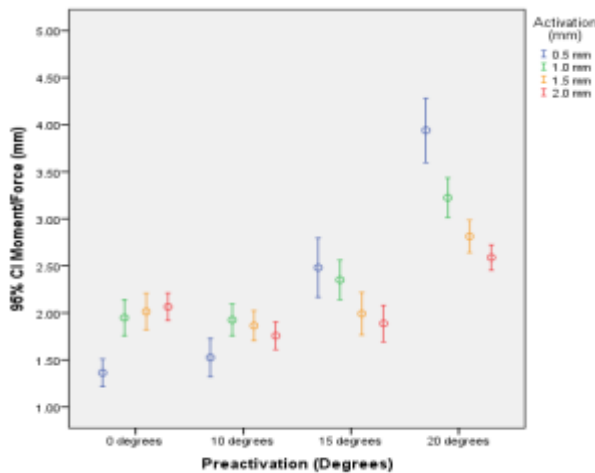
Mean values of Force (g), Moment (g.mm), Moment/Force ratio (/mm) and Load/Deflection (g/mm) relating to the 4 levels of activation and in interaction with 4 levels of pre activation, making a total of 15 for each combination, are described in tables and graphs 1,2,3 and 4 of descriptive statistics.



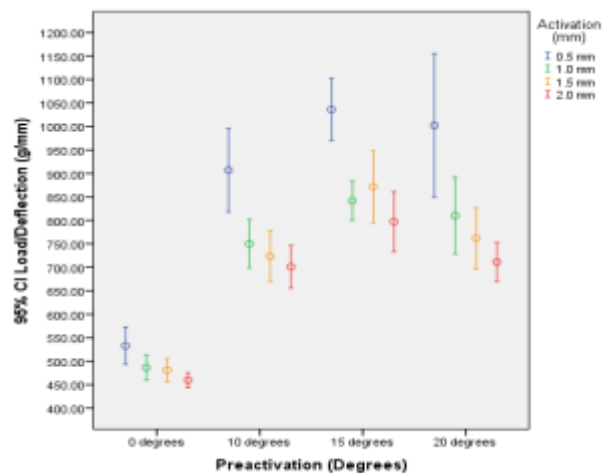
**Graphic 1** – Descriptive Statistics of variable FORCE according to activation vs preactivation (N=15).



**Graphic 2** – Descriptive Statistics of variable MOMENT according to activation vs preactivation (N=15).



**Graphic 3** – Descriptive Statistics of variable MOMENT/FORCE according to activation vs preactivation (N=15).



**Graphic 4** – Descriptive Statistics of variable LOAD/DEFLECTION according to activation vs preactivation (N=15).



**Table 1** - Descriptive Statistics for variable FORCE according activation vs pre activation (N=15)

ACTIVATION vs PRE ACTIVATION <i>Variable: FORCE</i>	MEDIA (g)	STANDARD DEVIATION	I.C. (95%) FOR MEDIA	
			LOWER VALUE	UPPER VALUE
0,5 mm / 0 degrees	266,53	35,98	246,61	286,46
0,5 mm / 10 degrees	453,47	80,35	408,97	497,96
0,5 mm / 15 degrees	518,07	59,79	484,96	551,18
0,5 mm / 20 degrees	501,13	137,98	424,72	577,54
1 mm / 0 degrees	486,47	48,51	459,60	513,33
1 mm / 10 degrees	750,20	93,45	698,45	801,95
1 mm / 15 degrees	841,80	75,29	800,11	883,49
1 mm / 20 degrees	810,13	147,87	728,25	892,02
1,5 mm / 0 degrees	721,13	67,30	683,87	758,40
1,5 mm / 10 degrees	1.085,20	148,17	1.003,14	1.167,26
1,5 mm / 15 degrees	1.307,87	208,14	1.192,60	1.423,13
1,5 mm / 20 degrees	1.142,73	177,35	1.044,52	1.240,95
2,0 mm / 0 degrees	919,20	58,82	886,62	951,78
2,0 mm / 10 degrees	1.402,20	163,36	1.311,73	1.492,67
2,0 mm / 15 degrees	1.594,67	231,79	1.466,31	1.723,03
2,0 mm / 20 degrees	1.423,07	150,57	1.339,69	1.506,45

**Table 2** - Descriptive Statistics for variable MOMENT according activation vs pre activation (N=15)

ACTIVATION vs PRE ACTIVATION <i>Variable: MOMENT</i>	MEDIA (g.mm)	STANDARD DEVIATION	I.C. (95%) FOR MEDIA	
			LOWER VALUE	UPPER VALUE
0,5 mm / 0 degrees	359,60	63,96	324,18	395,02
0,5 mm / 10 degrees	670,67	94,45	618,36	722,97
0,5 mm / 15 degrees	1.268,67	246,22	1.132,31	1.405,02
0,5 mm / 20 degrees	1.920,67	362,84	1.719,74	2.121,60
1 mm / 0 degrees	942,33	157,85	854,92	1.029,75
1 mm / 10 degrees	1.422,00	111,69	1.360,15	1.483,85
1 mm / 15 degrees	1.964,67	262,21	1.819,46	2.109,87
1 mm / 20 degrees	2.592,67	436,27	2.351,07	2.834,27
1,5 mm / 0 degrees	1.448,87	265,44	1.301,87	1.595,86
1,5 mm / 10 degrees	1.991,33	171,42	1.896,41	2.086,26
1,5 mm / 15 degrees	2.543,33	311,62	2.370,76	2.715,90
1,5 mm / 20 degrees	3.196,67	481,39	2.930,08	3.463,25
2,0 mm / 0 degrees	1.895,33	249,22	1.757,32	2.033,35
2,0 mm / 10 degrees	2.432,67	228,24	2.306,27	2.559,06
2,0 mm / 15 degrees	2.949,33	314,63	2.775,10	3.123,57
2,0 mm / 20 degrees	3.688,67	546,11	3.386,24	3.991,09

**Table 3** - Descriptive Statistics for variable MOMENT/FORCE according activation vs pre activation (N=15)

ACTIVATION vs PRE ACTIVATION <i>Variable: MOMENT/FORCE</i>	MEDIA (mm)	STANDARD DEVIATION	I.C. (95%) FOR MEDIA	
			LOWER VALUE	UPPER VALUE
0,5 mm / 0 degrees	1,36	0,26	1,22	1,51
0,5 mm / 10 degrees	1,53	0,37	1,32	1,73
0,5 mm / 15 degrees	2,48	0,57	2,17	2,80
0,5 mm / 20 degrees	3,94	0,62	3,60	4,28
1 mm / 0 degrees	1,95	0,34	1,76	2,14
1 mm / 10 degrees	1,93	0,30	1,76	2,09
1 mm / 15 degrees	2,35	0,38	2,14	2,56
1 mm / 20 degrees	3,22	0,38	3,01	3,43
1,5 mm / 0 degrees	2,01	0,35	1,82	2,21
1,5 mm / 10 degrees	1,86	0,29	1,71	2,02
1,5 mm / 15 degrees	1,99	0,41	1,77	2,22
1,5 mm / 20 degrees	2,81	0,31	2,64	2,99
2,0 mm / 0 degrees	2,06	0,26	1,92	2,21
2,0 mm / 10 degrees	1,76	0,27	1,61	1,90
2,0 mm / 15 degrees	1,89	0,35	1,69	2,08
2,0 mm / 20 degrees	2,59	0,25	2,45	2,72

**Table 4** - Descriptive Statistics for variable LOAD/DEFLECTION according activation vs pre activation (N=15)

ACTIVATION vs PRE ACTIVATION <i>Variable: LOAD/DEFLECTION</i>	MEDIA (mm)	STANDARD DEVIATION	I.C. (95%) FOR MEDIA	
			LOWER VALUE	UPPER VALUE
0,5 mm / 0 degrees	533,07	71,95	493,22	572,91
0,5 mm / 10 degrees	906,93	160,69	817,94	995,92
0,5 mm / 15 degrees	1.036,13	119,58	969,91	1.102,36
0,5 mm / 20 degrees	1.002,27	275,96	849,44	1.155,09
1 mm / 0 degrees	486,47	48,51	459,60	513,33
1 mm / 10 degrees	750,20	93,45	698,45	801,95
1 mm / 15 degrees	841,80	75,29	800,11	883,49
1 mm / 20 degrees	810,13	147,87	728,25	892,02
1,5 mm / 0 degrees	480,76	44,86	455,91	505,60
1,5 mm / 10 degrees	723,47	98,78	668,76	778,17
1,5 mm / 15 degrees	871,91	138,76	795,07	948,75
1,5 mm / 20 degrees	761,82	118,23	696,35	827,30
2,0 mm / 0 degrees	459,60	29,41	443,31	475,89
2,0 mm / 10 degrees	701,10	81,68	655,87	746,33
2,0 mm / 15 degrees	797,33	115,90	733,15	861,51
2,0 mm / 20 degrees	711,53	75,28	669,84	753,22

## Discussion

To clinically apply the mechanisms of space closure, one of the greatest challenges to comply is the system force control. Obtaining an optimal magnitude of force in combination with a constancy of deactivation (low ratio C/D) and a high range of M/F which determine how the tooth will move, are the most important features in biomechanics. The axial control should be achieved in any universal method of space closure, for that the add of preactivation folds increase the M/F ratio and counteract the undesirable effect of incisors lingualization.

Effectiveness of tooth movement is directly related to the amount of force used, so many authors recommended the use of mild forces.<sup>27-30</sup> Jointly, the authors note that in addition to these mild forces, they should be continuous.<sup>4,31</sup> To provide optimal force values for anterior retraction, researchers like Jarabak and Fazel<sup>32</sup> mentioned that anterior retraction ideal force varies from 460-690 g for upper teeth and 370-450g for lower teeth; Shimizu<sup>33</sup> consider necessary 600 g for upper teeth and 400g for the lower.

Force values in this study had a linear behavior, progressively increased with increasing activation and preactivation up to 15 degrees; however they showed a maintenance and/or a slight decline when preactivation up to 20 degrees, similar to the values with 10 degrees, which means that 15 degrees is the angle that trigger greater forces. Thinking about the 1 mm standardized protocol of distal activation, the forces generated with the angle increase were: 486,47g; 750,20g; 841,80g and 810,13g respectively, all exceeding the limits of optimal strength that literature recommends, as these values would double because the results represent the force system of a hemi arch. Considering the above, the closest to the ideal treatment according to the degree of horizontal force generated by the loops, should not exceed 0,5mm of activation without preactivation and would be considered only for upper arch. However, it should be

emphasized that although the force values generated are very high, such deliberate force by the loops as being a non-frictional system are interrupted, removing the harmful factor that would be the continuity of strength.

Comparing these results with the study of Cecilio <sup>25</sup>, who evaluated the horizontal force component of the DKL in 3 transverse dimensions and 3 trademarks, the results found in the same cross section, alloy and mark of our study (0,019x0,025" SS, GAC) generated forces of 200, 400, 600 and 800 g respectively with activation interval of 0,5; 1,0; 1,5 and 2,0mm without preactivation, reports showing slightly smaller forces. According to the author, DKL with arch section of 0,017x0,25" generates forces of 340g and 610 bilaterally, which would be closer to the set values at 0 degrees of preactivation with 0,5 and 1mm of horizontal activation.

The results of Thiesen et al. <sup>22</sup> analyzing the Teardrop loop and Teardrop loop with hélix, found that they also have not provided favorable horizontal forces for retraction being activated more than 1 mm, and noted that a cross section of 0,019x0,025" generates forces 20% higher than 0,017x0,025" arches. The presence of hélix in the Teardrop loop generates 212 g at 0 degrees for 1 mm of activation, reporting being half of the force generated by the DKL under the same conditions; comparing with 2 mm, it generates the same force that generates the DKL at 1mm. At 40 degrees of preactivation, the values goes up to 535 g at 2mm, comparable values with the DKL at 0,5mm and 20 degrees.

The preactivations in general provided a greater amount of horizontal force and this result was also reported by Raboud et al., <sup>34</sup> in simple vertical loop and vertical loop with hélix, and also by Shimizu et al., <sup>35</sup> in T loop and T loop with hélix. Comparing the force system of the Snail loop given by Rao, Srivastav and Joshi <sup>23</sup>, the force system of the DKL was exactly twice, comparing 336.2g at 1mm with 10 degrees of preactivation with 750 g

of the Double Key Loop. This can be explained by the configuration of the Snail Loop, because it consumes more amount of wire.

Among several ways of activation of the DKL arch, the most used is the distal traction activation, with or without the aid of a “Suzuki Tie”<sup>16</sup>, a metal ligature that goes from the molar hook to the distal loop, promoting intrusive vectors and increasing the vestibular torque in the anterior region during retraction. The junction between loops through another metal ligature, also called “Kazumi Tie”<sup>18</sup>, increases even more such vectors and causes different intensities of Gable effect.

The Moment values of the DKL had a steady and progressive behavior with increasing activation and preactivation, it indicates that is a loop that generates very high moments. It is also interesting to note that the moment remains a statistically significant bilateral correlation at a strong level with the force (+,814<sup>\*\*</sup>), then as the force increases, the moment too. To occur a controlled tipping movement, it would require a loop with such features to produce a M/F proportion at least of 7,1/1; 9,9/1 for translational movement and 14/1 for root movement.<sup>11, 13, 14</sup>

The results regarding the M/F ratio of the DKL reported that all combinations between activation and preactivation gave low M/F proportions. The preactivations of 0 and 10 degrees, generate theoretically the same amount of M/F, and with also with very low values. For preactivations of 15 and 20\* the values registered were the highest, and it were at 0,5mm for horizontal activation. 20 gable degrees was the variable that generated the higher M/F, registering 3,95 to 0.5mm, and gradually decreasing with increasing the horizontal activation in mm: 3,22; 2,81 and 2,59. It is attractive to note that this M/F ratio at 15 and 20 degrees constantly decreases with increasing activation, unlike what happens without preactivation, the M/F ratio increases with activation.

In theory, an increase in preactivation would generate higher M/F ratios, however such increase in our study was not statistically significant between all activations; the values were very low and only would generate an uncontrolled inclination. The M/F proportion was heterogeneous and significant under the amount of activation, taking into account all preactivations. The M/F ratio not differ significantly between 0 and 10 degrees, is statistically the same behavior; however increasing to 15 degrees the values rise, but mainly at 20 degrees it differs from the rest. It is important to note that the double key hole loop have a very small height and horizontal length dimensions, offsetting the recommended by the literature, that the most occlusal-gingival height of the loop, the lower occlusal horizontal length and the greater gingival horizontal length, are significant factors that increase the M/F ratio <sup>5</sup>. Despite of the M/F low proportions given by the DKL, these do not create enormous damage to the force system; it can be explained because of the high rigidity offered by the stainless Steel alloy in a such heavy section arch as it is the 0,019x0,025".

The Bull modified Loop analyzed by Shimizu <sup>15</sup>, also generated very low M/F ratios and even lower to our results at 1 mm of activation: 1,0; 1,4; 1,5 respectively with 0, 20 and 30 degrees of preactivation and with very similar values for activations of 1,5 and 2mm. The results for the T-Loop in the same work, however, show that the T Loop at 20 degrees with 0,5mm of activation generates a M/F ratio of 13,1, three times greater than the DKL under the same conditions. Studies with T-Loops made of TMA allow provide ranges of M/F proportions suitable for translational movement and root movement ending, reaching proportions between 8,5 and 13,2 during deactivations. <sup>34, 36, 37</sup>

Compared with the reports of Teardrop loops in comparative arches of 0,019x0,025" made of SS, these show values of M/F lower than the DKL. <sup>22</sup> Nevertheless, adding hélix increases values to 7,56 at 40 degrees and 1 mm of activation,

which did not occur in this study. Also comparing to Snail loop given by Rao et al.,<sup>23</sup> this loop as expected, generates M/F rates much higher than the DKL; 5,59 for 1 and 2 mm of activation without preactivation and at 10 gable degrees generates 8,07 for 1 and 2 mm, achieving a controlled incisor inclination. Citing the study of Patel et al., in 2014<sup>24</sup>, who desenvolve the force system of the Simple Key Loop analyzed in finite element studies, concluded that in 0,017x0,025” cross section archs made of TMA alloy, it generates very high proportions of M/F of 9,15 for de central incisor and 6,66 for the lateral incisor, proving that in this type of arch characteristics, the key loop is shown to be effective in tipping control, considering that this test was done without any preactivation.

The Load/Deflection ratio of any particular loop should be as low as posible, because it is what determines the constancy of the force with which ssuch loop is deactivated. There are many studies intended to modify the mechanical characteristics of the loops in order to reach lower C/D proportions; the autors stated that the main way to obtain a low C/D ratio is the use of as much wire as posible in the apical región of the loop, especially in the form of hélix; they also suggested decreasing the cross-section, type of allow and the grade of preactivation, everyone has marked effects.<sup>1, 4, 5, 6, 8, 9, 15, 38</sup>

The Load/Deflection proportion of the DKL is variant, with similar high values for each preactivations of 10, 15 and 20 degrees. The lowest values were recorded always at zero degrees, with the mínimum obtained of 459,60 g/mm in case of 2 mm and 486g/mm at 1mm of activation, with no statistical difference. All values show decreasing, that is that, as horizontal activation increases in each degree or preactivation, the value of C/D decreases, beeing the 0,5mm activation the one that gave higher values in our sample. At the moment when 10\* of preactivation occurs, the values of C/D ratios allways exceed 700g/mm. The highest value recorded was 1036g/mm testifying that is a type of loop

whose strength decays rapidly showing a interrupted force system, especially in the case when is activated 0,5mm and 15 degrees.

Shimizu et al.<sup>35</sup> says that the high values of C/D values of the vertical loops also ends up needing high force magnitudes for its activation, but that is not the case for T-Loops made in TMA, which produce low amounts of L/D ratios that allows a large amount of horizontal activation. The same autor<sup>35</sup> also showed L/D ratio for Bull Loop in 0,019x0,025” cross-section arch with preactivation and activation: 0,5mm and 1mm with preactivations of 0, 20 and 30 degrees, the ratios registered were 422, 856, 1098 and 423, similars to those found in our study, hoseover for 1,5 and 2mm the registered values for Double Key loop are greater than the Bull loops: 405,3; 580,7 and 652 for 1 mm and for 2 mm are 387, 518 and 567 respectively. Again compared with T Loops, the DKL duplicates, triples and quadruplaes the values at the greater degree of preactivation: T Loops in 0,019s0,025” in SS at 0,5mm generates 222, 192 and 206 for 0, 20 and 30 gable degrees; for 1mm 212, 199 and 218, for 1,5mm 211,3; 202,7 and 218,7; and for 2mm the values are 211,5, 203,5 and 219,5 respectively.

As it could be verified, the insertion of preactivations in the DKL arch not influence significantly the magnitudes of M/F ratios generated and also created high L/D proportions. Nevertheless, it can be interpreted that the fact that the DKL has double loop, located both mesial and distal of the canine and near the incisors, in addition to the union of both loops generating preactivations at the time of insertion int he alfa end, there is a compression that promotes accumulation of force, which creates therefore vertical forces directly to the anterior sector which would be responsible for promoting the controlled tipping ad even a little intrusion momento depending on the degree of preactivation, discarding the M/F ratio values resulting of the force system.



In general, the different intensities of activation and preactivation provided statistically significant increases in force variable for the DKL, and these high force is the triggering of the cascade of values of the entire system. It is recommended to make another test using Double Key Hole loop arches in smaller caliber and not so inflexible allows in order to observe the behavior of the M/F and L/D proportions, looking for the ideal desired ones.

## **Conclusions**

Variations in both the opening of the loops and the angle of preactivation cause progressive and significant increase in the force system of the Loop. None of these studied combinations gave ideal values of M/F or L/D proportions, only reaching compatible levels with uncontrolled tipping. However, clinically, the possible responsible factors for the anterior vertical control during retraction with the DKL arch, are the location and the junction of the loops and the high rigidity of the stainless Steel and cross section wire used.

## **References**

1. Stagers JA, Germane N. Clinical considerations in the use of retraction mechanics. *J Clin Orthod* 1991;25:364-9.
2. Odegaard J, Meling T, Meling E. The effects of loops on the torsional stiffnesses of rectangular wires: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996; 109: 496-505.
3. Chen J, Iskbay SC, Brizendine EJ. Quantification of three-dimensional orthodontic force systems of T-loop archwires. *Angle Orthod*. 2010;80:754–8.
4. Burstone CJ. The mechanics of the segmented arch techniques. *Angle Orthod*. 1966;36: 99-120.

5. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod.* 1976; 70: 1-19.
6. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod.* 1982;82:361-78.
7. Gjessing P. Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine-retraction spring. *Am J Orthod.* 1985; 87: 353-62
8. Gjessing P. Controlled retraction of maxillary incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992;101:120-31
9. Nanda R.; Torres Diaz MA. Orthodontic space closure. *Dent Clin North Am.* 1981;25:95-107.
10. Mendes AM, Baggio PE, Bolognese AM. Fechamento de espaços. *Rev Soc Bras Ortod.* 1992;2:11-9.
11. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1984;85:294-307.
12. Melsen B, Fotis V, Burstone CJ. Vertical force considerations in differential space closure. *J Clin Orthod.* 1990; 24:678-83.
13. Burstone CJ, Pryputniewics RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod.* 1980;77:396-409.
14. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;94:426-31
15. Shimizu RH, Sakima T, Santos-Pinto A, Shimizu IA. Estudo dos sistemas de forcas gerados pelas alcas ortodonticas para fechamento de espaços. *J Bras Ortodon Ortop Facial.* 2002;7:371-87.
16. Suzuki H, Barbosa JA, Souza RL, Caran CBS. Tratamento ortodontico com extracoes- Biomecanica de fechamento de espaços na tecnica Straight wire - "Sistema Versátil". In: *Anais do 15º Congresso brasileiro de Ortodontia SPO; 2006; Sao Paulo: Santos: 2007.*
17. Gregoret J, Tuber E, Escobar LH. El tratamiento Ortodóncico con Arco Recto. Madrid: NM Ediciones; 2005. Segunda fase: p.106-192
18. Rodrigues M, Almeida G. A mecânica de retração (DKH) feita com a prescriçao da técnica "Straight-Wire" simplificada. *Rev Clin Ortodon Dental Press.* 2002;1:29-54
19. Dobranszki A, Vuolo JH, Levy Neto F, Suzuki H, Barbosa JA, Coreiro NP. Estudo fotoelastico do controle vertical com o arco cupla chave na tecnica straight wire. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2009;14:123-8.

20. Souza RS, Pinto AS, Shimizu RH, Sakima MT, Gandini Junior LG. Avaliação do sistema de forças gerado pela alca T de retração pre-ativada segundo o padrão UNESP-ARAQUARA. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2003;8:113-22.
21. Thiesen G, Rego MVNN, Menezes LM, Shimizu RH. Avaliação biomecânica de diferentes alças ortodônticas de fechamento de espaços confeccionadas com aço inoxidável. *Rev Assoc Paul Espec Ortod*. 2004;2:77-92
22. Thiesen G, Shimizu RH, Valle CVM, Valle-Corotti KM, Pereira JR, Conti PCR. Determination of the force systems produced by different configurations of teardrop orthodontic loops. *Dental press J Orthod*. 2013;18:19 el-18.
23. Rao RP, Shrivastav SS, Joshi RA. Evaluation and comparison of biomechanical properties of snail loop with that of opus loop and teardrop loop for en masse retraction of anterior teeth: FEM Study. *J Ind Orthod Soc*. 2013;47:62-67.
24. Patel AS, Ravindranath VK, Karandikar GR, Malik AS. Comparative assessment of efficacy of four different designs of retraction loops made of beta titanium archwire: a finite element study. *J Contemp Dent*. 2014;4: 6-9.
25. Cecilio E. Estudo comparativo da ação biomecânica das alças ortodônticas confeccionadas em fios retangulares [Tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2006.
26. Raquel Mozaquarto. Avaliação das propriedades elásticas dos modelos de arcos dupla chave Parker y dupla chave versátil. Dissertação de Mestrado, CPO - Centro de Pesquisas Odontológicas, Sao Leopoldo Mandic 2009, Campinas.
27. Smith R, Storey E. The importance of force in orthodontics. *Aus J Dent*. 1952;56:11-18.
28. Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod*. 1957;43:32-45
29. Burstone CJ. Rationale of the segmented arch. *Am J Orthod*. 1962;48:805-22.
30. Quinn RS, Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. *Am J Orthod* 1985; 88(3):252-60
31. Begg, P.R. Differential force in orthodontic treatment. *Am J Orthod*. 1956;42:481-510.
32. Jarabak JR, Fizzell JA. Aparatologia del arco de canto con alambres delgados. 2a ed. Trad. Federico Rosenmeyer. Buenos Aires: Mundi;1975. Cap. 7. p.277-379.
33. Shimizu RH. Fechamento de espaços após exodontias de primeiros pré-molares [Dissertação]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da Unesp; 1995.

34. Raboud DW, Faulkner MG, Lipsett AW, Haberstock DL. Three-dimensional effects in retraction appliance design. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997; 112:378-92.
35. Shimizu RH, Staszak KR, Shimizu IA, Ambrósio AR. Retração dos dentes caninos com alças: aspectos biomecânicos indispensáveis para o sucesso deste procedimento. *J Bras Ortodon Ortop Facial.* 2004;9:178-86.
36. Hoenigl KD. The centered T loop - a new way of preactivation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;108:149-53.
37. Shimizu RH, Sakima T, Pinto AS, Shimizu IA. Desempenho biomecânico da alca "T", construída como fio de aço inoxidável, durante o fechamento de espaços no tratamento ortodôntico. *Rev Dent Press Ortod Ortop Facial.* 2002a; 76:49-61.
38. Burstone CJ, Baldwin JJ, Lawless DT. The application of continuous force to orthodontics. *Angle Orthod.* 1961;31:1-14.

## 5.2 Artículo Científico 2

Artículo publicado en la Revista *Odontología Pediátrica*  
Odontol Pediatr Vol 14 N° 1 Enero-Junio 2015

Órgano Oficial de la Sociedad Peruana de Odontopediatria  
Odontol Pediatr / ISSN: 1814-487X / Vol 14 N° 1 / Enero - Junio 2015 / Lima - Perú  
Hecho el depósito legal en la Biblioteca Nacional del Perú: 2005-6343

### **Maloclusión pseudoclase III en la dentición decidua resolución con aparato progénico. Reporte de caso.**

#### **Autores**

Tatiana Porcel Chalup <sup>1</sup>

Ana Claudia Moreira Melo<sup>2</sup>

Celia Tanaka Resiedler<sup>3</sup>

Isabela Almeida Shimizu<sup>4</sup>

Roberto Hideo Shimizu<sup>5</sup>

<sup>1</sup>CD, Especialista en Ortodoncia USFX, Mestrando en Ortodoncia del Instituto Latino Americano de pesquisa e Ensino Odontológico , ILAPEO Curitiba-Paraná, Brasil.

<sup>2</sup>CD, MSc y PhD en Ortodoncia, UNESP-Araraquara. Profesora de la Maestría en Odontología con concentración en Ortodoncia del Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, ILAPEO Curitiba-Paraná, Brasil.

<sup>3</sup>CD, Especialista en Ortodoncia del Instituto Latino Americano de pesquisa e Ensino Odontológico , ILAPEO Curitiba-Paraná, Brasil.

<sup>4</sup>CD, MSc en Ortodoncia, UNESP-Araraquara. Doctoranda en Ortodoncia PUC-Paraná. Profesora de la Maestría en Odontología con concentración en Ortodoncia del Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, ILAPEO Curitiba-Paraná, Brasil

<sup>5</sup>CD, MSc y PhD en Ortodoncia, UNESP-Araraquara. Profesor de la Maestría en Odontología con concentración en Ortodoncia del Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, ILAPEO Curitiba-Paraná, Brasil.

#### **Autor Correspondiente**

Tatiana Porcel Chalup

Calle Bolívar 310, Zona Centro, Sucre – Bolivia

Bolivia, +59172882124

Email: tatianaporcel@hotmail.com

## **Resumen**

La maloclusión pseudoclase III es caracterizada por un desequilibrio funcional que, por lo general, resulta de contactos oclusales prematuros que causan un desplazamiento funcional anterior de la mandíbula. Estos casos, si no son tratados en una etapa inicial de desarrollo, pueden generar interferencias en el crecimiento normal de las bases óseas y resultar en una deformidad facial. Este papel conlleva a la selección de un aparato apropiado, tomando cuenta opciones actuales, para una intervención temprana en el desarrollo de maloclusiones de clase III. El uso del aparato progénico en este tipo de maloclusión, permite la corrección dental en pocos meses y una estabilidad terapéutica de la mandíbula mesio-posicionada fomentando un crecimiento esquelético favorable en una niña de 5,6 años de edad que acude a la clínica de postgrado del Instituto Latino Americano de Investigación y Enseñanza Odontológica (ILAPEO) en Curitiba, Brasil.

**Palabras Claves:** Maloclusión de Angle Clase III; Dentición decidua; Ortodoncia.

## **Abstract**

Pseudo Class III malocclusion is a functional imbalance that generally results from premature occlusal contacts that causes a functional anterior displacement of the mandible. These cases, if not treated at an early stage of development, may interfere in normal growth of bone bases, resulting in facial deformity. This paper suggests the selection of an adequate appliance considering the available possibilities for early intervention of Class III malocclusion. The use of the progenic appliance in such dental malocclusion allows correction in a few months and therapeutic stability mesio-positioned mandible encouraging favorable skeletal growth in a child of 5.6 years of age who came to the Postgraduate Clinic of the Latin American Institute of Dental Research and Education (ILAPEO) in Curitiba, Brazil.

**Keywords:** Angle Class III malocclusion; Deciduous dentition; Orthodontics.

## Introducción

La maloclusión clase III es un tema de interés para muchos investigadores. Su prevalencia ha sido reportada de oscilar entre 1% <sup>1,2</sup> a 10% <sup>3</sup> dependiendo de las características étnicas <sup>4</sup>, sexo <sup>5</sup> y la edad de la muestra <sup>6</sup>, así como el criterio de diagnóstico utilizado <sup>7</sup>. La mayoría de las clase III verdaderas tienen un componente hereditario muy fuerte resultante en una discrepancia sagital inherente, debidas a una retrognasia maxilar, una prognasia mandibular o una combinación de ambas donde los factores ambientales quedan pequeños en su etiología. En una muestra randomizada, Staudt et al., <sup>8</sup> concluyen que el 75% de las maloclusiones clase III tienen origen esquelético, principalmente debido a un prognatismo mandibular. Por otro lado, la maloclusión pseudoclase III es habitualmente establecida por una mordida cruzada de todos los dientes anteriores, sin ninguna discrepancia esquelética, resultando de una posición adelantada funcional de la mandíbula al cierre. Esta maloclusión es también denominada pseudo-mesio-oclusión aparente clase III <sup>9</sup>, pseudo-prognatismo <sup>10,11</sup>, clase III postural <sup>12,13</sup> o clase III funcional <sup>14</sup>.

En niños con maloclusión pseudoclase III, cuando la mandíbula es “guiada” a una posición normal de relación céntrica (RC), se puede obtener un overjet normal o una posición tope a tope de los incisivos. Esto es un parámetro importante en la distinción de una clase III verdadera. Moyers <sup>9</sup> sugirió que la maloclusión pseudoclase III es una mala relación posicional con reflejo neuromuscular adquirido. Un contacto prematuro entre incisivos maxilares y mandibulares resulta en un desplazamiento de la mandíbula a pseudoclase III; este desplazamiento desacopla los incisivos y permite el cierre en una posición en la que los dientes posteriores ocluyen.

En el análisis cefalométrico, la pseudoclase III se muestra con un SNA normal, tanto que el SNB puede estar ligeramente aumentado debido a la posición adelantada de la

mandíbula. En contraste, casos con clase III verdadera, se puede encontrar un ángulo SNB aumentado o un SNA pequeño, dependiendo si el resultado es de un subdesarrollo maxilar o una base mandibular larga. Además, los incisivos mandibulares pueden estar retro-inclinados, disminuyendo así el IMPA.<sup>15</sup>

Se han sugerido diferentes factores etiológicos para la maloclusión pseudoclase III:

- Factores Dentales: Erupción ectópica de incisivos centrales maxilares, pérdida prematura de molares deciduos
- Factores Funcionales: Anomalías de posición lingual, alteraciones neuromusculares, problemas de naso-respiración
- Factores Esqueléticos: Mínima discrepancia transversal maxilar

La época ideal de tratamiento ortodóntico es controversial en la literatura. El tratamiento temprano viene siendo abordado desde hace muchos años y sus beneficios no deben ignorarse por las innumerables ventajas como ayudar a proveer un ambiente más favorable para el desenvolvimiento de un crecimiento normal, mejorar las relaciones oclusales así como la estética facial<sup>16</sup> previniendo futuras adaptaciones y limitaciones que están asociadas con una significativa maloclusión en la adolescencia.

Varias son las posibilidades de tratamiento para las maloclusiones clase III y pseudoclase III<sup>17</sup>. Plano inclinado en acrílico, plano inclinado individual, aparatos removibles con resortes digitales son algunas de las opciones. Un aparato que también es muy utilizado en la dentición decidua o mixta precoz es el aparato progénico que favorece una alteración postural en la mandíbula y corrige la inclinación axial de los incisivos superiores e inferiores<sup>18,19</sup>. La mentonera y la máscara de protracción maxilar<sup>(20)</sup> también pueden ser indicadas cuando se asocia a clase III.



En este artículo se pretende relatar un caso clínico en el cual se utilizó el aparato progénico removible para corrección de una mordida cruzada anterior.

### **Reporte De Caso**

Paciente femenino, 5 años y 6 meses de edad, se presentó a la clínica de posgrado de ortodoncia del Instituto Latino Americano de Investigación y Enseñaza Odontológica (ILAPEO, Curitiba, Brasil). En el análisis extraoral, la paciente mostró una cara dolicofacial, perfil ligeramente convexo y un buen selle labial (Fig. 1 A y B).

El examen intrabucal exhibió una buena salud bucal, dentición decídua completa, con escalón mesial de Imolares deciduos de ambos lados y desviación de la línea media dentaria inferior a la derecha (Fig. 2 A, B y C). Todos los incisivos maxilares deciduos se presentan en mordida cruzada anterior registrada en máxima intercuspidad con el sector anterior inferior. La paciente no refiere una historia familiar de maloclusión clase III.



Fotografías extraorales de la paciente en el inicio del tratamiento.

Figura 1 A – Frontal. B – Perfil.



Fotografías intraorales inicial.

Figura 2 A – Lado derecho. B – Frontal. C – Lado izquierdo.

En la evaluación de la discrepancia de RC y OC y guía mandibular al cierre, se observa un desvío mandibular que en RC registra una oclusión tope a tope en incisivos. El crecimiento maxilar parece estar restringido debido al desvío postural de la mandíbula a una posición de clase III. Al examen de la radiografía panorámica (Fig. 3A) se muestra la presencia de todos los dientes permanentes en distintos estadios de formación de Nolla.

El análisis cefalométrico reveló una maxila normal (SNA 79) pero en posición de retrusión (ANPer -4,4mm), una mandíbula normal (SNB 77,9), Wits negativo revela una supuesta clase III basal (-2,8mm), facies hiperdivergente (FMA 31,1), incisivos superiores palatinizados (1.NA 8,9), incisivos inferiores en correcta inclinación. Basado en estos resultados, la paciente fue diagnosticada con una mordida cruzada anterior de origen funcional, es decir una maloclusión pseudoclase III.

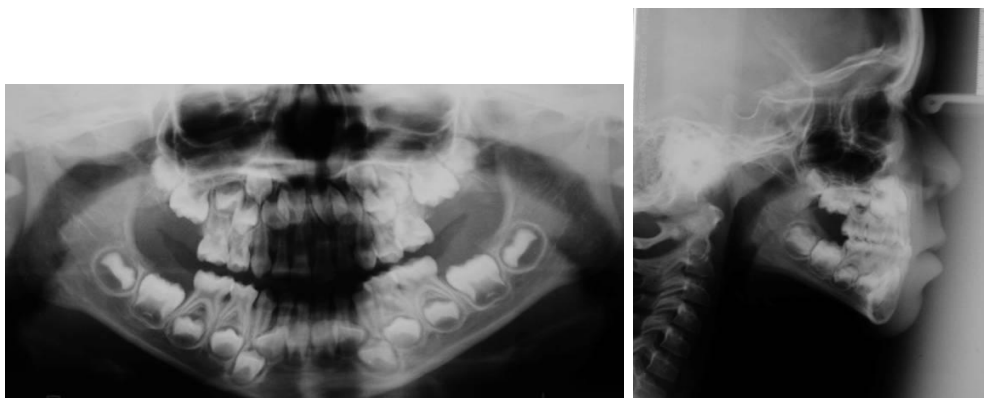


Figura 3 A – Radiografía panorámica inicial. B – Radiografía lateral de cráneo inicial.

Los datos del análisis de la cefalometría (Figura 3B) están listados en la Tabla 1

	Inicial	Final
<b>SNA</b>	78,9°	82,2°
<b>A-Nperp</b>	-4,4mm	-1,2mm
<b>SNB</b>	77,9°	78,3°
<b>Pg-Nperp</b>	-11,2mm	-8,5mm
<b>NS.GoMe</b>	37,3°	39,1°
<b>FMA</b>	31,1°	32,7°
<b>ANB</b>	0,9°	3,9°
<b>1.NB</b>	17,6°	19,1°
<b>1.NA</b>	8,9°	13,2°
<b>Wits</b>	-2,8mm	0,7mm

**Tabla 1: Análisis cefalométrico inicial y final**

### **Progreso de Tratamiento**

El tratamiento estuvo destinado a eliminar el bloqueo anterior y corregir la mordida cruzada evitando puntos de contacto prematuros que desvían a la mandíbula a una relación alterada de clase III. Desde que la base esquelética no es un problema mayor, se decidió construir un aparato de expansión con bloques posteriores para corregir la relación dentoalveolar llevando a los incisivos maxilares fuera de cruce, y también expandir los segmentos posteriores para permitir un crecimiento libre del maxilar.

El aparato progénico (Fig. 4 A y B) consiste de una placa en acrílico con un arco vestibular invertido (Arco de Eschler), resortes digitales detrás de los incisivos superiores,

ganchos de retención y tornillo de expansión medial. En la parte posterior presenta bloques de mordida que permitira destrabar la mordida anterior.



Figura 4 A – Aparato Progénico. B – Progénico en boca.

El aparato fue instalado con la instrucción de uso al paciente durante todo el día y toda la noche. Se hicieron controles mensuales para ajuste de los alambres del aparato, activación de los resortes para vestibularización de incisivos y apertura del tornillo medial. Con respecto al uso continuo del aparato, la paciente fue capaz de cerrar la mandíbula confortablemente, en relación céntrica RC con un overjet positivo, corrigiendo la mordida cruzada anterior. También se registró una oclusión posterior con intercuspidadación, una relación de labios correcta y manteniendo el perfil balanceado. Finalizado el periodo activo de tratamiento (8 meses), se aconsejó a la paciente continuar el uso del aparato solamente por las noches como contención por 6 meses. (Fig. 5 A y B y 6 A, B y C). La imagen y los datos cefalométricos finales están en la Fig. 7 y Tabla 1.

## Discusión

En el presente caso, se decidió iniciar el tratamiento de la mordida cruzada anterior en la fase de dentición decidua, ya que generalmente no se observa la auto-corrección de dicha malocusión durante el desarrollo de la dentición permanente <sup>21</sup> de forma que el

tratamiento temprano puede eliminar una oclusión traumática causada por la MCA<sup>15,21,22</sup>, minimizar la gravedad de la maloclusión, y también eliminar problemas de desplazamiento mandibular permitiendo el crecimiento y desarrollo craneofacial normal<sup>15,22,23</sup>. Algunos autores<sup>23</sup> incluso sugieren que el tratamiento más temprano es más rápido y estable.



Fotografías extraorales de la paciente en el final del tratamiento (después de 1 año)  
Figura 5 A – Frontal. B – Perfil.



Fotografías intraorales final  
Figura 6 A – Lado derecho. B – Frontal. C – Lado izquierdo.

El aparato progénico es un aparato simple y muy efectivo. Se compone de una placa de resina acrílica con un tornillo de expansión medial y un arco vestibular que se extiende hasta el nivel de la porción cervical-media de incisivos inferiores. El arco tiene la tarea de trabajar simplemente como una parada sagital en el movimiento de la protrusión

de la mandíbula. El dispositivo se une a los segundos molares temporales superiores por ganchos circunferenciales y presenta resortes adicionales para el avance de los incisivos superiores; la placa debe usarse por lo menos 14 horas al día hasta la corrección de la mordida cruzada anterior, entonces puede ser utilizada sólo por la noche.

Los resultados post-tratamiento de este caso fueron tanto esqueléticos como dentarios. Se logró un posicionamiento anterior de la maxila traducidos en un SNA y ANPer aumentado ( $+2,1^\circ$  y  $+3,1\text{mm}$  respectivamente), ANB positivo ( $+3^\circ$ ) y Wits correcto ( $+2,1\text{mm}$ ) devolviendo de esa manera al paciente un crecimiento maxilo-mandibular armónico. Acerca de las relaciones oclusales entre los arcos dentarios maxilar y mandibular, el plano terminal mesial se convirtió un plano tipo más vertical. Con el uso del progénico se mejoro el overjet, obteniendo un entrecruzamiento horizontal positivo, la curva de Spee fue aplanada y además fue necesaria una pro-inclinación de los incisivos superiores (I.NA 13,2) para lograr el destrabe anterior. Esto apunta que los procedimientos de tratamiento precoz son significativamente efectivos en niños tratados a un momento temprano como es la dentición decidua.



Figura 7 – Radiografía lateral de cráneo final.

Distintas alternativas de terapia han demostrado ser efectivas en la corrección de problemas esqueléticos en pacientes niños-adolescentes, cambios cráneo-faciales significativos incluyendo la expansión maxilar y el de una máscara de protracción <sup>24</sup> o el

uso de mentonera <sup>25</sup>. Baik et al. sugieren un tratamiento ortopédico con el Regulador de Frankel III <sup>26</sup> logrando una rotación propicia de la mandíbula hacia abajo y atrás. Tsai <sup>27</sup> refirió el uso de un expansor palatino rápido y una aparatología edgewise estándar para resolver la mordida cruzada anterior en un niño de 7 años de edad.

La dirección del crecimiento cráneo facial depende de la armonía del complejo maxilo-mandibular y esto es, presentar referencias completas en términos oclusales, sin interferencias de los componentes ósea y/o dental. La mordida cruzada anterior a veces puede exhibir características del diente, a veces esqueléticas e incluso funcional. Estos responden bien a la utilización del aparato progénico <sup>18,19</sup>.

Es importante destacar que el hecho de un tratamiento de fase 1 de pseudoclase III no necesariamente elimina la necesidad de una segunda fase de tratamiento, mas bien reduce la dificultad del mismo, aun así la niña no presente historia familiar de maloclusión en este caso, ella debe mantenerse bajo observación hasta que se dé el segundo y tercer surto de crecimiento.

## **Conclusiones**

Se ha presentado un aparato removible muy simple para la corrección de la mordida cruzada anterior y posterior con desvío funcional mandibular. El objetivo principal fue llevar al paciente RC relación céntrica correcta eliminando el bloqueo anterior, permitiendo un crecimiento normal irrestricto de las bases y obteniendo perfil blando armónico. A través de la evaluación clínica y un diagnostico preciso, se pueden planear estrategias de tratamiento adecuadas donde los clínicos pueden utilizar esta técnica para manejar casos de similares características.

## Referencias

1. Emrich RE, Brodie AG, Blayney JR. Prevalence of Class 1, Class 2, and Class 3 malocclusions (Angle) in an urban population. An epidemiological study. *J Dent Res* 1965;44:947-53.
2. Hill IN, Blayney JR, Wolf W. The Evanston Dental Caries Study. XIX. Prevalence of malocclusion of children in a fluoridated and control area. *J Dent Res* 1959;38:782-94.
3. El-Mangoury NH, Mostafa YA. Epidemiologic panorama of dental occlusion. *Angle Orthod* 1990;60:207-14.
4. N. Ishii, T. Deguchi, NP Hunt. Craniofacial differences between Japanese and British Caucasian females with a skeletal Class III malocclusion *European Journal of Orthodontics* 2002;24:493-9
5. Baccetti T, Reyes BC, McNamara JA Jr. Gender differences in Class III malocclusion. *Angle Orthod* 2005;75:510-20.
6. Thilander B, Pena L, Infante C, Parada SS, de Mayorga C. Prevalence of malocclusion and orthodontic treatment need in children and adolescents in Bogota, Colombia. An epidemiological study related to different stages of dental development. *Eur J Orthod* 2001;23:153-67.
7. Staudt CB, Kiliaridis S. Divergence in prevalence of mesiocclusion caused by different diagnostic criteria. *Am J Orthod Dento-facial Orthop* 2009;135:323-7
8. Staudt CB. Different Skeletal types underlying class III malocclusion in a random population. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:715-21
9. Moyers RE. *Handbook of orthodontics*. 3rd ed. Chicago: Yearbook Medical Publishers; 1973.
10. Jacobson A, Evans WG, Preston CB, Sadowsky L. Mandibular prognathism. *Am J Orthod* 1974;66:140-71.
11. Litton SF, Ackerman LV, Isaacson J, Shapiro BL. A genetic study of Class 3 malocclusion. *Am J Orthod* 1970;58:565-77.
12. Graber TM. *Orthodontics Principles and practice*. 2nd ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 1967.
13. Tulley WJ, Campbell AC. *A manual of practical orthodontics* 3rd ed. Bristol: John Wright and Sons Ltd; 1970.



14. Nakasima A, Ichinose M, Takahama Y. Hereditary factors in the craniofacial morphology of Angle's Class II and Class III malocclusions. *Am J Orthod* 1982;82:150-6.
15. Rabie AB, Gu Y. Diagnostic criteria for Pseudo class III malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;117:1-9.
16. Campbell PM. The Dilemma of Class III treatment. Early or Late. *Angle Orthod* 1983;53:175-91.
17. Almeida RR, Almeida MR, Campos GAB, Oltramari-Navarro PVP, Conti ACCF, Navarro RL. Abordagem terapêutica da mordida cruzada anterior: aparelhos removíveis. *Rev Clin Ortod Dental Press* 2012;10:48-58.
18. Martins LP, Cirelli CC, Pinto AS, Paulin RF, Martins RP. Tratamento da mordida cruzada anterior com aparelho progênico modificado: Caso clínico. *J Bras Ortodon Ortop Facial* 2001;6:183-7.
19. Terada HH, Suguino R, Ramos AR, Furquim LZ, Maeda L, da Silva Filho OG. Utilização do aparelho progênico para correção das mordidas cruzadas anteriores. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial* 1997;2:87-105.
20. Botero GEE, Pérez JJB, Uribe AMB, Burgos PAO. Cambios esqueléticos, faciales y dentoalveolares producidos por el tratamiento con placas de acetato y elásticos de clase III en pacientes con mesiorrelación esquelética
21. Nagahara K, Suzuki T, Nakamura S. Longitudinal changes in the skeletal pattern of deciduous anterior crossbite. *Angle Orthod* 1997;67:439-46.
22. Giancotti A, Maselli A, Manpieri G, Spano E. Pseudo Class III malocclusion treatment with Balter's bionator. *J Orthod* 2003;30:203-15.
23. Kapur A, Chawla HS, Utreja A, Goyal A. Early Class III occlusal tendency in children and its selective management. *J Indian Soc Pedodon Prev Dent* 2008; 20:107-13.
24. Ngan P, Hgg U, Yiu CKY, Merwin D, Wei SHY. Treatment response to maxillary expansion and protraction. *Eur J Orthod* 1966;18:151-68.
25. Allen RA, Connolly IH, Richardson A. Early treatment of Class III incisor relationship using the chin cap appliance. *Eur Orthod* 1993;15:371-6.
26. Baik HS. Treatment effects of Frañkel functional regulator III in children with Class III malocclusions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125:294-301222
27. Tsai HH. Treatment of anterior crossbite with bilateral posterior crossbite in early mixed dentition: a case report. *J Clin Pediat Dent* 2000;24:181-6

## 6. Referencias

1. Begg PR. Differential force in orthodontic treatment. *Am J Orthod.* 1956;42(7):481-510.
2. Bull, H.L. Obtaining facial balance in the treatment of class II, division 1. *Angle Orthod.* 1951;21(3):139-49.
3. Burstone CJ, Baldwin JJ, Lawless DT. The application of continuous force to orthodontics. *Angle Orthod.* 1961;31(1):1-14.
4. Burstone CJ. Rationale of the segmented arch. *Am J Orthod.* 1962;48:805-22.
5. Burstone CJ. The mechanics of the segmented arch techniques. *Angle Orthod.* 1966;3(2):99-110.
6. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod.* 1976;70(1):1-19.
7. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: A new orthodontic allow. *Am J Orthod.* 1980; 77(2): 121-32.
8. Burstone CJ, Pryputniewics RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod.* 1980;77(4):396-409.
9. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod.* 1982; 82(5): 361-78.
10. Burstone CJ. Aplicação da Bioengenharia na Ortodontia Clínica. In: Graber TM, Vanarsdall RJ. *Ortodontia principios e técnicas atuais.* 3 ed. São Paulo: Guanabara-Kooga; 2002. P.228-57.
11. Cecilio E. Estudo comparativo da ação biomecânica das alças ortodónticas confeccionadas em fios retangulares [Tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2006.
12. Chen J, Isikbay SC, Brizendine EJ. Quantification of three-dimensional orthodontic force systems of T-loop archwires. *Angle Orthod.* 2010;80(4):754–8.
13. Chiang PC, Koya Y, Tominaga J, Ozaki H, Mamanaka R, Sumi M, et al. Effect of gable bend incorporated into loop mechanics on anterior tooth movement: Comparative study between en masse retraction and two-step retraction. *Orthod Waves.* 2015;74(3):55-61.

14. Choy K, Pae EK, Kim KH, Park YC, Burstone CJ. Controlled space closure with a statically determinate retraction system. *Angle Orthod.* 2002;72(3):191-8.
15. Dobranszki A, Vuolo JH, Levy Neto F, Suzuki H, Barbosa JA, Coreiro NP. Estudo fotoelastico do controle vertical com o arco cupla chave na tecnica straight wire. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2009;14(4):123-8.
16. Faulkner MG, Lipsett AW, el.Rayes K, Haberstock DL. On the use of vertical loops in retraction systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;99:364-69.
17. Gajda S, Chen J. Comparison of three-dimensiona orthodontic load systems of different comercial archwires for space closure. *Angle Orthod.* 2012;82(2):333-9.
18. Gjessing, P. Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine-retraction spring. *Am J Orthod.* 1985;87(5):353-62.
19. Gjessing, P. Controlled retraction of maxillary incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992;101(2):120-31.
20. Gregoret J, Tuber E, Escobar LH. El tratamiento Ortodónico con Arco Recto. Madrid: NM Ediciones; 2005; Segunda Fase; p. 106-92.
21. Güray E, Orhan M. En masse retraction of maxillary anterior teeth with anterior headgear. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112(5):473-9.
22. Halderson H, Johns EE, Moyers R. The selection of forces for tooth movement. *Am J Orthod.* 1953;39(1):25-35.
23. Hixon EH, Atikian H, Callow GE, McDonald HW, Tacy RJ. Optimal force, differential force, and anchorage. *Am J Orthod.* 1969;55(5):37-57.
24. Hoenigl KD, Freudenthaler J, marcotte MR, Bantleon HP. The centered T loop - a new way of preactivation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;108(2):149-53.
39. Jarabak JR, Fizzell JA. Aparatologia del arco de canto con alambres delgados. 2a ed. Trad. Federico Rosenmeyer. Buenos Aires: Mundi;1975. Cap. 7. p.277-379.
25. Kuhlberg AJ, Burstone CJ. T-loop position and anchorage control. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112(1):12-8.
26. Kusy RP. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *Angle Orthod.* 1997;67(3):197-207.
27. Matsui S, Otsuka Y, Kobayashi S, Ogawa S, Kanegae H. Time-saving closing loops for anterior retraction. *J Clin Orthod.* 2002;36(1):38-41.
28. Melsen B, Fotis V, Burstone CJ. Vertical force considerations in differential space closure. *J Clin Orthod.* 1990;24(11):678-83.

29. Mendes AM, Baggio PE, Bolognese AM. Fechamento de espaços. *Rev Soc Bras Ortod.* 1992;2:11-9.
30. Muench A. Metales em Ortodontia. In: Interlandi S *Ortodontia - Bases para la iniciación.* Madrid. Amolca: 2002 cap.18. p.487-96
31. Nanda R, Diaz Torres MA. Orthodontic space closure. *Dent Clin North Am.* 1981;25(1):95-107.
32. Nikolai RJ. On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. *Am J Orthod.* 1975;68(3):290-302.
33. Odegaard J, Meling T, Meling E. The effects of loops on the torsional stiffnesses of rectangular wires: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109(5): 496-505.
34. Park HS. A new protocol of the sliding mechanics with micro-implant anchorage. *Korea J Orthod.* 2000;30(6):677-85
35. Patel AS, Ravindranath VK, Karandikar GR, Malik AS. comparative assessment of efficacy of four different designs of retraction loops made of beta titanium archwire: a finite element study. *J Contemp Dent.* 2014;4(1):6-9.
36. Proffit WR, Fields Jr HW, Sarver DM. *Ortodoncia Contemporánea.* 4ta Edición; Elsevier 2008
37. Quinn RS, Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. *Am J Orthod.* 1985; 88(3):252-60.
38. Raboud DW, Faulkner MG, Lipsett AW, Haberstock DL. Three-dimensional effects in retraction appliance design. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112(4):378-92.
39. Rao RP, Shrivastav SS, Joshi RA. Evaluation and comparison of biomechanical properties of snail loop with that of opus loop and teardrop loop for en masse retraction of anterior teeth: FEM Study. *J Ind Orthod Soc.* 2013;47(2):62-7.
40. Mozaquarto R. Avaliação das propriedades elásticas dos modelos de arcos dupla chave Parker e dupla chave versátil. [Dissertação]. Centro de Pesquisas Odontológicas, Sao Leopoldo Mandic. 2009.
41. Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod.* 1957;43(1):32-45.
42. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A systematic literature review. *Angle Orthod* 2003;73(1):86-92.

43. Rodrigues M, Almeida G. A mecânica de retração com arco dupla chave (DKH) feita com a prescrição da técnica "Straight-Wire" simplificada. *Rev Clin Ortodon Dental Press*. 2002;1(5):29-54.
44. Coimbra MER, Elias CN, Ruellas ACO, Araújo MTS. Desempenho de alças ortodônticas para fechamento de espaço. *Rev Bras Odontol*. 2010;67(1):86-91.
45. Shimizu RH. Fechamento de espaços após exodontias de primeiros pré-molares [Dissertação]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da Unesp. 1995.
46. Shimizu RH, Sakima T, Santos-Pinto A, Shimizu IA. Estudo dos sistemas de forças gerados pelas alças ortodônticas para fechamento de espaços. *J Bras Ortodon Ortop Facial*. 2002;7(43):371-87.
47. Shimizu RH, Staszak KR, Shimizu IA, Ambrósio AR. Retração dos dentes caninos com alças: aspectos biomecânicos indispensáveis para o sucesso deste procedimento. *J Bras Ortodon Ortop Facial*. 2004;9(50):178-86.
48. Smith R, Storey E. The importance of force in orthodontics. *Aus Dent J*. 1952;56:11-18.
49. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod*. 1984;85(4):294-307.
50. Staggers JA, Germane N. Clinical considerations in the use of retraction mechanics. *J Clin Orthod*. 1991;25(6):364-9.
51. Steiner C. The use of cephalometrics as an aid to planning and assessing orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1960;46(10):721-35.
52. Souza RS, Pinto AS, Shimizu RH, Sakima MT, Gandini Junior LG. Avaliação do sistema de forças gerado pela alça T de retração pre-ativada segundo o padrão UNESP-Araraquara. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2003;81(5):113-22.
53. Supradeep KK, Raghueveer N, Rajavikram N, Chakrapani N, Dwagagesh, Paven. FEM analysis of variation in alpha and beta angulations of Stainless steel loops in group A anchorage scenario. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2014, Jul. Vol-8(7); ZC33-ZC37.
54. Suzuki H, Lima RS. Arco de retração anterior dupla chave (DKH-Parker). *Ortodontia*. São Paulo. 2001;34(1):73-8.
55. Suzuki H, Barbosa JA, Souza RL, Caran CBS. Tratamento ortodôntico com extracções- Biomecânica de fechamento de espaços na técnica Straight wire - "Sistema Versátil". In: *Anais do 15º Congresso brasileiro de Ortodontia SPO; 2006; São Paulo*. 2007.
56. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1988;94(5):426-31.

57. Thiesen G, Menezes LM, Cardoso MA, Ritter DE, Locks A. Avaliação das forças liberadas por diferentes tipos de alças de fechamento de espaço utilizadas em Ortodontia. *Ortodontia Gaúcha*. 2001;5(2):86-91.
58. Thiesen G, Rego MVNN, Menezes LM, Shimizu RH. Avaliação biomecânica de diferentes alças ortodônticas de fechamento de espaços confeccionadas com aço inoxidável. *Rev Assoc Paul Espec Ortod*. 2004;2(2):77-92.
59. Thiesen G, Rego MVNN, Menezes LM, Shimizu RH. A utilização de diferentes configurações de molas T para a obtenção de sistemas de forças otimizados. *Rev. Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2006;11(5):57-77.
60. Thiesen G, Shimizu RH, Valle CVM, Valle-Corotti KM, Pereira JR, Conti PCR. Determination of the force systems produced by different configurations of tear drop orthodontic loops. *Dental Press J Orthod*. 2013;18(2):19 el-18.
61. Totti JIS, Sato K. Estudo comparativo das propriedades mecânicas da alça de retração para dentes anteriores (tipo Bull modificada), utilizando fios de aço inoxidável de diferentes marcas e espessuras. *Ortodontia*. 1992;25(1):27-36.
62. Upadhyay M, Yadav S. Mini-implants for retraction, intrusion and protraction in a Class II division1 patient. *J Orthod*. 2007;34(3):158-67.

## 7. Apéndice

### 7.1 Resultados

Los valores medios de fuerza (gr), Momento (gr.mm), Momento/Fuerza (mm) y Carga/Deflexión (gr/mm) con relación a los 4 niveles de activación y en interacción con los 4 niveles de pre activación, haciendo un n=15 para cada combinación o tratamiento, están descritos en los Cuadros de estadística descriptiva número 3, 4, 5 y 6 así como también su representación en Gráficos 1, 2, 3 y 4.

**Cuadro 3**

ACTIVACIÓN vs PRE ACTIVACIÓN <i>Variable: FUERZA</i>	MEDIA (gr)	DESVIO PADRON	I.C. (95%) PARA MEDIA	
			VALOR INFERIOR	VALOR SUPERIOR
0,5 mm / 0 grados	266,53	35,98	246,61	286,46
0,5 mm / 10 grados	453,47	80,35	408,97	497,96
0,5 mm / 15 grados	518,07	59,79	484,96	551,18
0,5 mm / 20 grados	501,13	137,98	424,72	577,54
1 mm / 0 grados	486,47	48,51	459,60	513,33
1 mm / 10 grados	750,20	93,45	698,45	801,95
1 mm / 15 grados	841,80	75,29	800,11	883,49
1 mm / 20 grados	810,13	147,87	728,25	892,02
1,5 mm / 0 grados	721,13	67,30	683,87	758,40
1,5 mm / 10 grados	1.085,20	148,17	1.003,14	1.167,26
1,5 mm / 15 grados	1.307,87	208,14	1.192,60	1.423,13
1,5 mm / 20 grados	1.142,73	177,35	1.044,52	1.240,95
2,0 mm / 0 grados	919,20	58,82	886,62	951,78
2,0 mm / 10 grados	1.402,20	163,36	1.311,73	1.492,67
2,0 mm / 15 grados	1.594,67	231,79	1.466,31	1.723,03
2,0 mm / 20 grados	1.423,07	150,57	1.339,69	1.506,45

Cuadro 3 - Estadística Descriptiva de la variable FUERZA según activación vs pre activación (N=15)

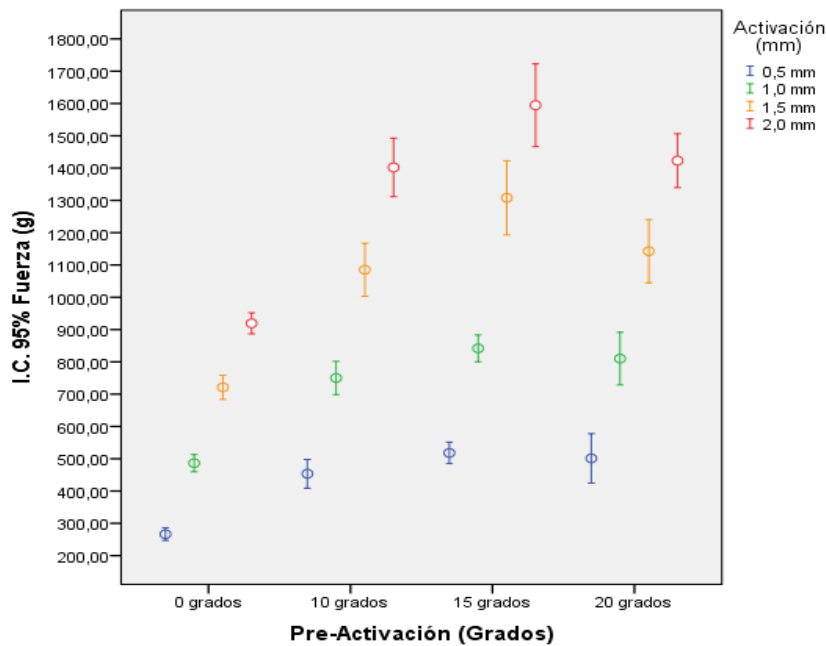


Gráfico 1 - Estadística Descriptiva de la variable FUERZA según activación vs pre activación (N=15)

Los valores de Fuerza tuvieron un comportamiento lineal, aumentaron progresivamente con el incremento de la cantidad de activación y pre activación hasta llegar a 15 grados; sin embargo mostraron una mantención y/o ligera caída cuando la pre activación subió hasta 20 grados, lo que significa que la máxima pre activación genera fuerzas muy parecidas a aquellas de 10 grados, siendo 15 grados el gable es el desencadenante de fuerzas mayores. Pensando en el protocolo estandarizado de 1mm; las fuerzas generadas con el aumento gable fueron de 486,47gr; 750,20gr; 841,80gr y 810,13gr respectivamente. 1,5mm de activación eleva a 1307,87gr y 2,0mm eleva 1594 gr de fuerza.



**Cuadro 4**

ACTIVACIÓN vs PRE ACTIVACIÓN <i>Variable: MOMENTO</i>	MEDIA (gr.mm)	DESVIO PADRON	I.C. (95%) PARA MEDIA	
			VALOR INFERIOR	VALOR SUPERIOR
0,5 mm / 0 grados	359,60	63,96	324,18	395,02
0,5 mm / 10 grados	670,67	94,45	618,36	722,97
0,5 mm / 15 grados	1.268,67	246,22	1.132,31	1.405,02
0,5 mm / 20 grados	1.920,67	362,84	1.719,74	2.121,60
1 mm / 0 grados	942,33	157,85	854,92	1.029,75
1 mm / 10 grados	1.422,00	111,69	1.360,15	1.483,85
1 mm / 15 grados	1.964,67	262,21	1.819,46	2.109,87
1 mm / 20 grados	2.592,67	436,27	2.351,07	2.834,27
1,5 mm / 0 grados	1.448,87	265,44	1.301,87	1.595,86
1,5 mm / 10 grados	1.991,33	171,42	1.896,41	2.086,26
1,5 mm / 15 grados	2.543,33	311,62	2.370,76	2.715,90
1,5 mm / 20 grados	3.196,67	481,39	2.930,08	3.463,25
2,0 mm / 0 grados	1.895,33	249,22	1.757,32	2.033,35
2,0 mm / 10 grados	2.432,67	228,24	2.306,27	2.559,06
2,0 mm / 15 grados	2.949,33	314,63	2.775,10	3.123,57
2,0 mm / 20 grados	3.688,67	546,11	3.386,24	3.991,09

Cuadro 4 - Estadística Descriptiva de la variable MOMENTO según activación vs pre activación (N=15)

**Gráfico 2**

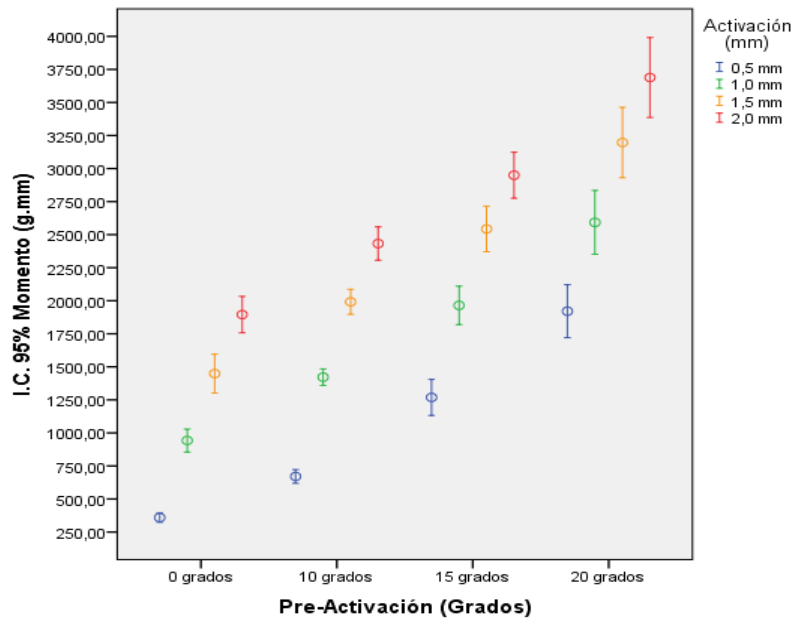


Gráfico 2 - Estadística Descriptiva de la variable MOMENTO según activación vs pre activación (N=15)

Los valores de Momento tuvieron un comportamiento constante y progresivo a medida que aumenta la activación de 0,5 a 2,0 mm y la pre activación de 0 a 20 grados, lo que indica que es una anza DKL genera momentos muy elevados. Por ejemplo, en el caso de una activación protocolizada de 1mm, el momento generado sin pre activación fue de casi 1000gr, y alcanzó hasta 2500gr con un aumento de pre activación hasta 20 grados. El momento obtenido más bajo en los tests fue de 359,60 gr.mm a 0,5mm y 0 gable, y el más alto de 3688, 67 a 2,0mm y 20 gable.

**Cuadro 5**

ACTIVACIÓN vs PRE ACTIVACIÓN <i>Variable: MOMENTO/FUERZA</i>	MEDIA (mm)	DESVIO PADRON	I.C. (95%) PARA MEDIA	
			VALOR INFERIOR	VALOR SUPERIOR
0,5 mm / 0 grados	1,36	0,26	1,22	1,51
0,5 mm / 10 grados	1,53	0,37	1,32	1,73
0,5 mm / 15 grados	2,48	0,57	2,17	2,80
0,5 mm / 20 grados	3,94	0,62	3,60	4,28
1 mm / 0 grados	1,95	0,34	1,76	2,14
1 mm / 10 grados	1,93	0,30	1,76	2,09
1 mm / 15 grados	2,35	0,38	2,14	2,56
1 mm / 20 grados	3,22	0,38	3,01	3,43
1,5 mm / 0 grados	2,01	0,35	1,82	2,21
1,5 mm / 10 grados	1,86	0,29	1,71	2,02
1,5 mm / 15 grados	1,99	0,41	1,77	2,22
1,5 mm / 20 grados	2,81	0,31	2,64	2,99
2,0 mm / 0 grados	2,06	0,26	1,92	2,21
2,0 mm / 10 grados	1,76	0,27	1,61	1,90
2,0 mm / 15 grados	1,89	0,35	1,69	2,08
2,0 mm / 20 grados	2,59	0,25	2,45	2,72

Cuadro 5 - Estadística Descriptiva de la variable MOMENTO/FUERZA según activación vs pre activación (N=15)

**Gráfico 3**

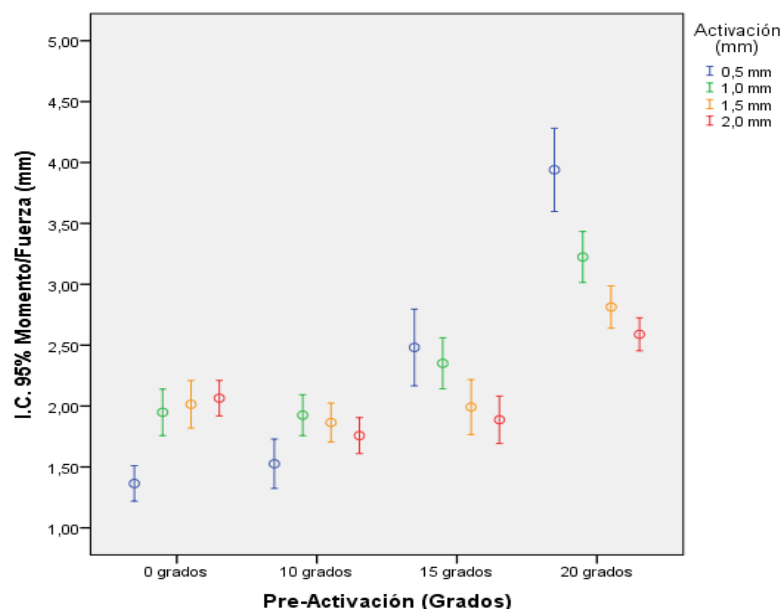


Gráfico 3 - Estadística Descriptiva de la variable MOMENTO/FUERZA según activación vs pre activación (N=15)

Los resultados referentes a la proporción Momento/Fuerza de la Anza Dupla Llave describen que todas las combinaciones de tratamiento entre activación y pre activación dieron una proporción M/F bajas. Las pre activaciones de 0 y 10 grados de gable generan en teoría la misma cantidad de M/F, y con valores muy disminuidos. Para pre activaciones de 15 y 20 grados se registraron los valores de M/F más altos, y se dieron a 0,5mm de activación. 20 grados gable fue la variable que generó M/F más altos, registrando de 3,95 a 0,5mm de activación distal, 3,22; 2,81 y 2,59 a medida que aumenta la pre activación a 2,0mm. Es atractivo observar dicha proporción M/F a 15 y 20 grados disminuye constantemente con el aumento de activación, lo que sucede contrariamente sin pre activación y a 10 grados, que el M/F aumenta y se mantiene con la activación. La proporción M/F a 0 grados y 0,5mm prácticamente es muy baja.

**Cuadro 6**

ACTIVACIÓN vs PRE ACTIVACIÓN <i>Variable: CARGA/DEFLEXIÓN</i>	MEDIA (gr/mm)	DESVIO PADRON	I.C. (95%) PARA MEDIA	
			VALOR INFERIOR	VALOR SUPERIOR
0,5 mm / 0 grados	533,07	71,95	493,22	572,91
0,5 mm / 10 grados	906,93	160,69	817,94	995,92
0,5 mm / 15 grados	1.036,13	119,58	969,91	1.102,36
0,5 mm / 20 grados	1.002,27	275,96	849,44	1.155,09
1 mm / 0 grados	486,47	48,51	459,60	513,33
1 mm / 10 grados	750,20	93,45	698,45	801,95
1 mm / 15 grados	841,80	75,29	800,11	883,49
1 mm / 20 grados	810,13	147,87	728,25	892,02
1,5 mm / 0 grados	480,76	44,86	455,91	505,60
1,5 mm / 10 grados	723,47	98,78	668,76	778,17
1,5 mm / 15 grados	871,91	138,76	795,07	948,75
1,5 mm / 20 grados	761,82	118,23	696,35	827,30
2,0 mm / 0 grados	459,60	29,41	443,31	475,89
2,0 mm / 10 grados	701,10	81,68	655,87	746,33
2,0 mm / 15 grados	797,33	115,90	733,15	861,51
2,0 mm / 20 grados	711,53	75,28	669,84	753,22

Cuadro 6 - Estadística Descriptiva de la variable MOMENTO/FUERZA según activación vs pre activación (N=15)

**Gráfico 4**

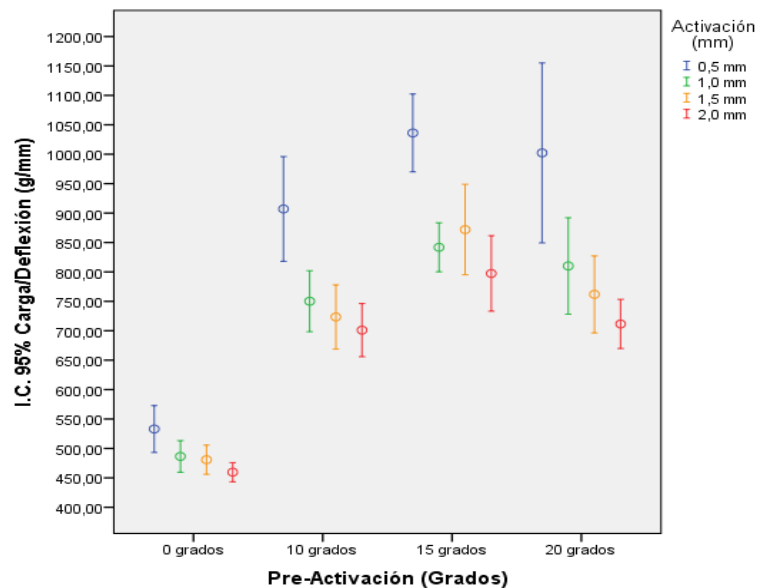


Gráfico 4 - Estadística Descriptiva de la variable CARGA/DEFLEXIÓN según activación vs pre activación (N=15)

La proporción Carga/Deflexión de la anza Dupla Llave es variante, alta y muy similar tanto para pre activaciones de 10, 15 y 20 grados. Los menores valores se registraron a cero grados gable, siendo los minimos obtenidos de 459,60 gr/mm en el caso de 2mm y de 480,76 gr/mm a 1,5 mm, sin diferencia estadística. Todos los valores se muestran decrecientes, (excepto a 1,5mm y 15 grados). es decir que a medida que la activación horizontal aumenta en cada grado de pre activación, el valor de C/D disminuye, siendo la activación de 0,5mm que mayores valores de C/D muestra. El valor mas alto registrado fue 1036 gr/mm testificando que es una anza cuya fuerza decae rápidamente, principalmente en el caso de que este activada solo 0,5mm a 15 grados.

Para identificar la correlación estadísticamente significativa entre las variables Fuerza (gr), Momento (gr.mm), Momento/Fuerza (mm) y Carga/Deflexión (gr/mm) analizadas, se realizó el cálculo de coeficiente de correlación de Pearson ( $p < 0,05$ ), con el objetivo de evaluar el grado de asociación entre las variables Fuerza (gr), Momento (gr.mm), Momento/Fuerza (mm) y Carga/Deflexión (gr/mm), una vez que el tamaño total de la muestra fue de  $n=240$  (Considerando los 16 tratamientos). Cuando el valor del coeficiente de correlación de Pearson  $r$  es menor que 0,30, la correlación entre las dos variables es dictada como *débil*. Cuando  $r$  es mayor o igual a 0,30 y menor que 0,60, la correlación es dictada como *regular*. Si  $r$  fuera mayor o igual que 0,60 e menor que 0,90 la correlación es dicha como *fuerte*. Finalmente, si  $r$  fuera mayor o igual a 0,90, la correlación es dicha como *muy fuerte*. El nivel de significancia adoptado para el cálculo del coeficiente de correlación de Pearson fue de 0,05.

**Cuadro 7**

CORRELACIONES		FUERZA (Gr)	MOMENTO (g.mm)	MOMENTO/ FUERZA (mm)	CARGA/DEFLEXIÓN (g/mm)
Fuerza (gr)	Correlación de Pearson	1	,814**	-0,102	,175**
	Valor p		0	0,1139	0,0065
	N	240	240	240	240
Momento (g.mm)	Correlación de Pearson	,814**	1	,423**	,205**
	Valor p	0		0	0,0014
	N	240	240	240	240
Momento/Fuerza (mm)	Correlación de Pearson	-0,102	,423**	1	,180**
	Valor p	0,1139	0		0,0053
	N	240	240	240	240
Carga/Deflexión (g/mm)	Correlación de Pearson	,175**	,205**	,180**	1
	Valor p	0,0065	0,0014	0,0053	
	N	240	240	240	240

Cuadro 7 - Estadística de Coeficiente de Correlación de Pearson y grado de asociación entre variables

La variable Fuerza tiene una asociación directa con el momento, mantienen una correlación estadísticamente significativa en nivel 0,01 bilateral y de grado fuerte (+,814\*\*), pues a medida que la fuerza aumenta, el momento también. El grado de asociación entre la Fuerza y la proporción Momento/Fuerza se mostró débil (-,102), la relación no es significativa e inversamente proporcional, pues a medida que la fuerza aumenta, la proporción M/F disminuye. La correlación entre Fuerza y Carga/Deflexión que genera el arco DKL, se constata nuevamente débil y no es constante, sin embargo esta se considera estadísticamente significativa y directamente proporcional positiva (+,175\*\*) pues con el aumento de fuerza, existirá un aumento en los valores de C/D. Y por último,

una asociación entre el M/F y la C/D muestra otra relación estadísticamente significativa y directa (+0,180), pero muy frágil.

### 7.1 Resultados Complementarios

Complementariamente se analizaron los valores medios de Fuerza (gr), Momento (gr.mm), Momento/Fuerza (mm) y Carga/Deflexión (gr/mm) con relación a los 4 niveles de activación pero independientemente de los niveles de pre activación; con relación a los 4 niveles de pre activación pero independientemente de los niveles de activación, subiendo el N total a 60, descritos y representados en los cuadros 7, 8, 9 y 10 junto a sus gráficos respectivos numero 5, 6, 7 y 8, y cuadros 11, 12, 13 y 14 junto a sus gráficos concernientes número 9, 10, 11 y 12, respectivamente.

## Cuadro 8

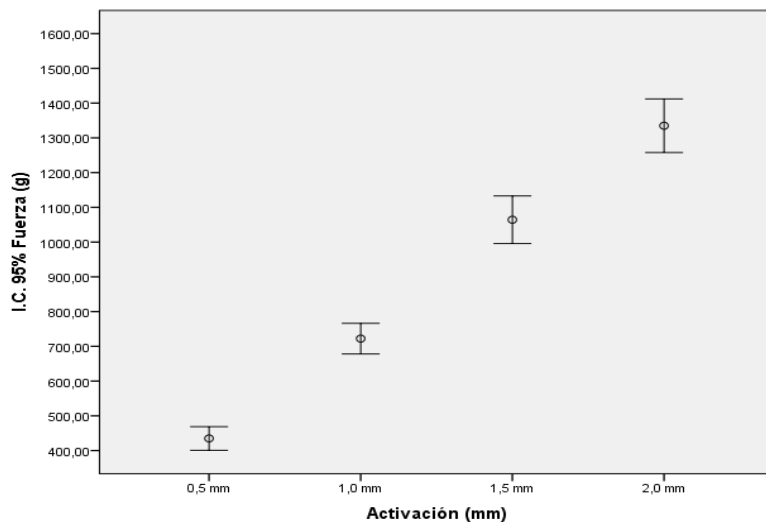
Test Games Howell

Variable Dependiente:		FUERZA (gr)				
Ativación (mm)		Diferença média (I-J)	Error Padrón	Valor p	Intervalo de Confianza 95%	
					Limite inferior	Limite superior
0,5 mm	1,0 mm	-287,35000*	27,82885	0,0000	-359,9388	-214,7612
	1,5 mm	-629,43333*	38,31850	0,0000	-729,8194	-529,0472
	2,0 mm	-899,98333*	42,20433	0,0000	-1010,6906	-789,2761
1,0 mm	0,5 mm	287,35000*	27,82885	0,0000	214,7612	359,9388
	1,5 mm	-342,08333*	40,78777	0,0000	-448,6428	-235,5239
	2,0 mm	-612,63333*	44,45830	0,0000	-728,9249	-496,3418
1,5 mm	0,5 mm	629,43333*	38,31850	0,0000	529,0472	729,8194
	1,0 mm	342,08333*	40,78777	0,0000	235,5239	448,6428
	2,0 mm	-270,55000*	51,67594	0,0000	-405,2451	-135,8549
2,0 mm	0,5 mm	899,98333*	42,20433	0,0000	789,2761	1010,6906
	1,0 mm	612,63333*	44,45830	0,0000	496,3418	728,9249
	1,5 mm	270,55000*	51,67594	0,0000	135,8549	405,2451

\*. La diferencia media es significativa en nivel 0,05.

**Cuadro 8** - Estadística de comparaciones múltiples de la variable FUERZA según activación independiente de la pre activación (N=60)

## Gráfico 5





**Gráfico 5** - Estadística de comparaciones múltiples de la variable FUERZA según activación independiente de la pre activación (N=60)

La variable Fuerza dio variables heterogéneas significativas según la cantidad de activación, llevando en cuenta todas las pre activaciones, concluyendo que la fuerza aumenta estadísticamente y de forma constante con el aumento de la activación; la fuerza sale de 434,80 gr con 0,5mm, va para 722, 15 gr con 1 mm, va para 1064,23 gr con 1,5 y termina en 1334,78 gr con 2 mm de activación.

**Cuadro 9**

Test Tukey HSD

Variable Dependiente:		MOMENTO (gr.mm)			Intervalo de Confianza 95%	
Ativación (mm)		Diferença média (I-J)	Error Padrón	Valor p	Limite inferior	Limite superior
0,5 mm	1,0 mm	-675,51667*	127,89992	0,0000	-1006,4487	-344,5847
	1,5 mm	-1240,15000*	127,89992	0,0000	-1571,0820	-909,2180
	2,0 mm	-1686,60000*	127,89992	0,0000	-2017,5320	-1355,6680
1,0 mm	0,5 mm	675,51667*	127,89992	0,0000	344,5847	1006,4487
	1,5 mm	-564,63333*	127,89992	0,0001	-895,5653	-233,7013
	2,0 mm	-1011,08333*	127,89992	0,0000	-1342,0153	-680,1513
1,5 mm	0,5 mm	1240,15000*	127,89992	0,0000	909,2180	1571,0820
	1,0 mm	564,63333*	127,89992	0,0001	233,7013	895,5653
	2,0 mm	-446,45000*	127,89992	0,0032	-777,3820	-115,5180
2,0 mm	0,5 mm	1686,60000*	127,89992	0,0000	1355,6680	2017,5320
	1,0 mm	1011,08333*	127,89992	0,0000	680,1513	1342,0153
	1,5 mm	446,45000*	127,89992	0,0032	115,5180	777,3820

\*. La diferencia media es significativa en nivel 0,05.

**Cuadro 9** - Estadística de comparaciones múltiples de la variable MOMENTO según activación independiente de la pre activación (N=60)

**Gráfico 6**

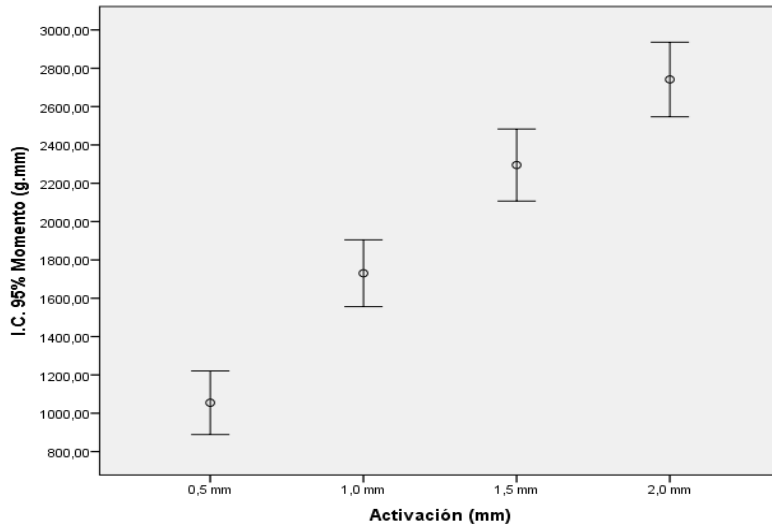


Gráfico 6 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable MOMENTO según activación independiente de la pre activación (N=60)

Cuando se observa el Momento, las variables muestran un comportamiento homogéneo significativos según la cantidad de activación, llevando en cuenta todas las pre activaciones, apuntando que el momento siempre va aumentando a medida que la anza se activa independiente del efecto gable; inicia con 1054,90 mm con 0,5mm, sube a 1073,42 mm con 1 mm, sube 1295,05 mm con 1,5 y termina en 2741,50 mm con 2 mm de activación.

## Cuadro 10

Test Games Howell

Variable Dependiente:		MOMENTO / FUERZA (gr.mm)			Intervalo de Confianza 95%	
Activación (mm)		Diferença média (I-J)	Error Padrón	Valor p	Limite inferior	Limite superior
0,5 mm	1,0 mm	-,03420	,16737	0,9970	-,4721	,4037
	1,5 mm	,15681	,16006	0,7614	-,2630	,5766
	2,0 mm	,25336	,15604	0,3717	-,1566	,6633
1,0 mm	0,5 mm	,03420	,16737	0,9970	-,4037	,4721
	1,5 mm	,19101	,10439	0,2649	-,0812	,4632
	2,0 mm	,28756*	,09811	0,0213	,0313	,5438
1,5 mm	0,5 mm	-,15681	,16006	0,7614	-,5766	,2630
	1,0 mm	-,19101	,10439	0,2649	-,4632	,0812
	2,0 mm	,09655	,08503	0,6684	-,1251	,3182
2,0 mm	0,5 mm	-,25336	,15604	0,3717	-,6633	,1566
	1,0 mm	-,28756*	,09811	0,0213	-,5438	-,0313
	1,5 mm	-,09655	,08503	0,6684	-,3182	,1251

\*. La diferencia media es significativa en nivel 0,05.

Cuadro 10 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable MOMENTO/FUERZA según activación independiente de la pre activación (N=60)

## Gráfico 7

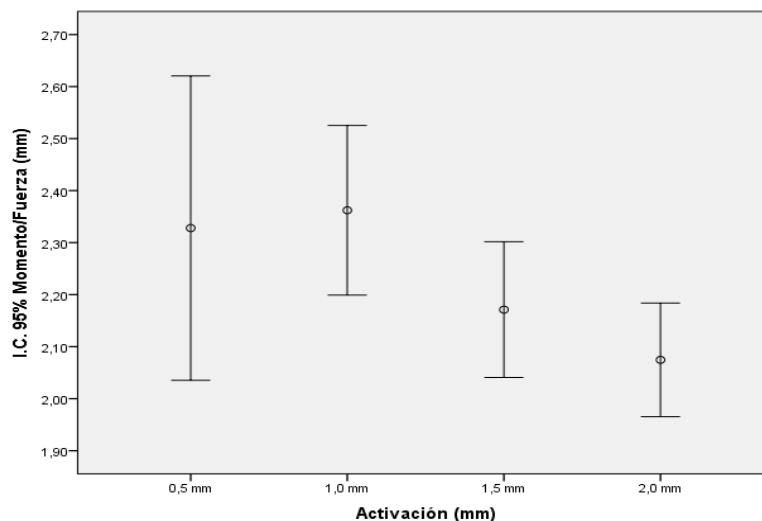


Gráfico 7 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable MOMENTO/FUERZA según activación independiente de la pre activación (N=60)

Cuando se examina la proporción Momento/Fuerza, las variables se manifestaron heterogéneas significativas según la cantidad de activación, llevando en cuenta todas las pre activaciones. El M/F no difirió significativamente entre todas las activaciones, es decir, que a medida que sube de 0,5mm a 1mm de activación, de 1,0mm a 1,5mm y de 1,5mm a 2mm los valores medios de M/F no se alteran y mantienen es una relación constante, sin embargo esta proporción solo dio diferencia estadísticamente entre activaciones de 1mm y 2 mm.

### Cuadro 11

Test Games Howell

Variable Dependiente:		CARGA / DEFLEXIÓN (gr/mm)				
Ativación (mm)		Diferença média (I-J)	Error Padrón	Valor p	Intervalo de Confianza 95%	
					Limite inferior	Limite superior
0,5 mm	1,0 mm	147,45000*	40,53530	0,0024	41,5593	253,3407
	1,5 mm	160,11111*	41,01355	0,0010	53,0106	267,2116
	2,0 mm	202,20833*	39,12970	0,0000	99,8497	304,5669
1,0 mm	0,5 mm	-147,45000*	40,53530	0,0024	-253,3407	-41,5593
	1,5 mm	12,66111	31,76129	0,9785	-70,1112	95,4335
	2,0 mm	54,75833	29,28826	0,2468	-21,5861	131,1028
1,5 mm	0,5 mm	-160,11111*	41,01355	0,0010	-267,2116	-53,0106
	1,0 mm	-12,66111	31,76129	0,9785	-95,4335	70,1112
	2,0 mm	42,09722	29,94666	0,4984	-35,9761	120,1706
2,0 mm	0,5 mm	-202,20833*	39,12970	0,0000	-304,5669	-99,8497
	1,0 mm	-54,75833	29,28826	0,2468	-131,1028	21,5861
	1,5 mm	-42,09722	29,94666	0,4984	-120,1706	35,9761

\*. La diferencia media es significativa en nivel 0,05.

Cuadro 11 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable CARGA/DEFLEXIÓN según activación independiente de la pre activación (N=60)

**Gráfico 8**

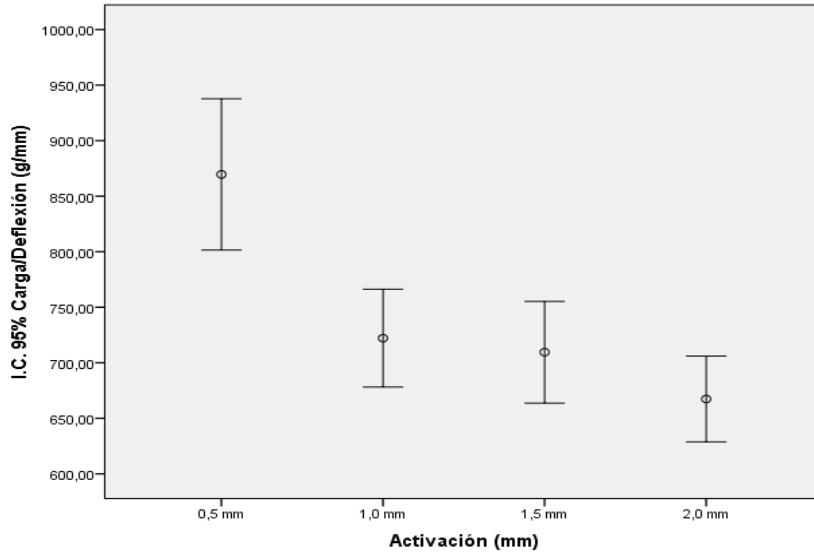


Gráfico 8 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable CARGA/DEFLEXIÓN según activación independiente de la pre activación (N=60)

Al analizar la proporción Carga/Deflexión, las variables mostraron un comportamiento heterogéneo significativo según la cantidad de activación, llevando en cuenta todas las pre activaciones. El rango C/D solo difirió estadísticamente para activación de 0,5mm, es decir, que para activaciones, de 1,0mm a 1,5mm y 2mm los valores medios de C/D no se alteran significativamente, conservan una relación cercana de valores.

## Cuadro 12

### Test Games Howell

Variable Dependiente:		FUERZA (gr)		Valor p	Intervalo de Confianza 95%	
Pre Activación (grados)		Diferença média (I-J)	Error Padrón		Limite inferior	Limite superior
0 grados	10 grados	-324,43333*	58,84985	0,0000	-478,1231	-170,7436
	15 grados	-467,26667*	66,35775	0,0000	-640,8585	-293,6749
	20 grados	-370,93333*	58,97036	0,0000	-524,9421	-216,9246
10 grados	10 grados	324,43333*	58,84985	0,0000	170,7436	478,1231
	15 grados	-142,83333	75,73166	0,2397	-340,2677	54,6010
	20 grados	-46,50000	69,35010	0,9080	-227,2278	134,2278
15 grados	10 grados	467,26667*	66,35775	0,0000	293,6749	640,8585
	15 grados	142,83333	75,73166	0,2397	-54,6010	340,2677
	20 grados	96,33333	75,82535	0,5835	-101,3426	294,0092
20 grados	10 grados	370,93333*	58,97036	0,0000	216,9246	524,9421
	15 grados	46,50000	69,35010	0,9080	-134,2278	227,2278
	20 grados	-96,33333	75,82535	0,5835	-294,0092	101,3426

\*. La diferencia media es significativa en nivel 0,05.

Cuadro 12 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable FUERZA según pre activación independiente de la activación (N=60)

## Gráfico 9

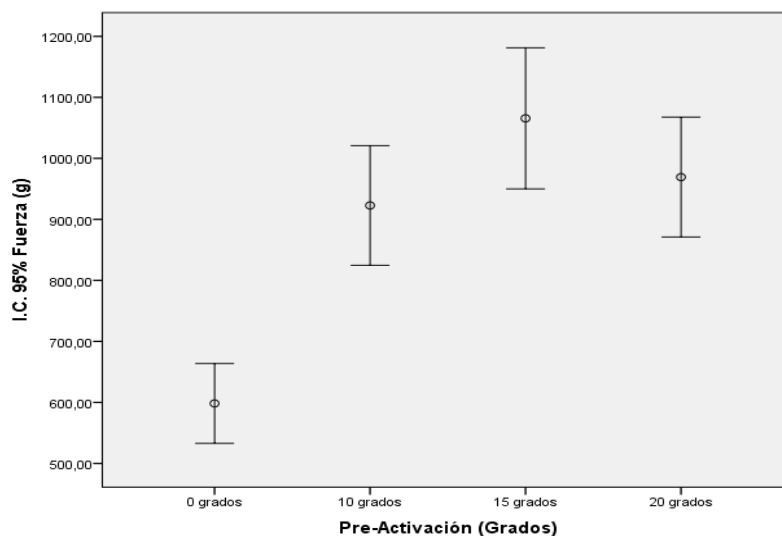


Gráfico 9 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable FUERZA según pre activación independiente de la activación (N=60)

La variable Fuerza tomando en cuenta todas las activaciones, y según la pre activación dio variables heterogéneas significativas y un comportamiento especial. A 0 grados la fuerza va de 598,33 gr a 922,77 gr cuando sube a 10, y a 1065,60 gr para gable 15, pero da la impresión que de 15 para 20 grados la fuerza no aumenta, se estabiliza o hasta disminuye ligeramente. Eso concluye que, la fuerza no varía significativamente ante cualquier pre activación gable excepto a cero grados.

### Cuadro 13

Test Tukey HSD

Variable Dependiente:		MOMENTO (gr.mm)			Intervalo de Confianza 95%	
Pre Activación (grados)		Diferença média (I-J)	Error Padrón	Valor p	Limite inferior	Limite superior
0 grados	10 grados	-467,63333*	128,14308	0,0018	-799,1945	-136,0722
	15 grados	-1019,96667*	128,14308	0,0000	-1351,5278	-688,4055
	20 grados	-1688,13333*	128,14308	0,0000	-2019,6945	-1356,5722
10 grados	10 grados	467,63333*	128,14308	0,0018	136,0722	799,1945
	15 grados	-552,33333*	128,14308	0,0001	-883,8945	-220,7722
	20 grados	-1220,50000*	128,14308	0,0000	-1552,0611	-888,9389
15 grados	10 grados	1019,96667*	128,14308	0,0000	688,4055	1351,5278
	15 grados	552,33333*	128,14308	0,0001	220,7722	883,8945
	20 grados	-668,16667*	128,14308	0,0000	-999,7278	-336,6055
20 grados	10 grados	1688,13333*	128,14308	0,0000	1356,5722	2019,6945
	15 grados	1220,50000*	128,14308	0,0000	888,9389	1552,0611
	20 grados	668,16667*	128,14308	0,0000	336,6055	999,7278

\*. La diferencia media es significativa en nivel 0,05.

Cuadro 13 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable MOMENTO según pre activación independiente de la activación (N=60)

**Gráfico 10**

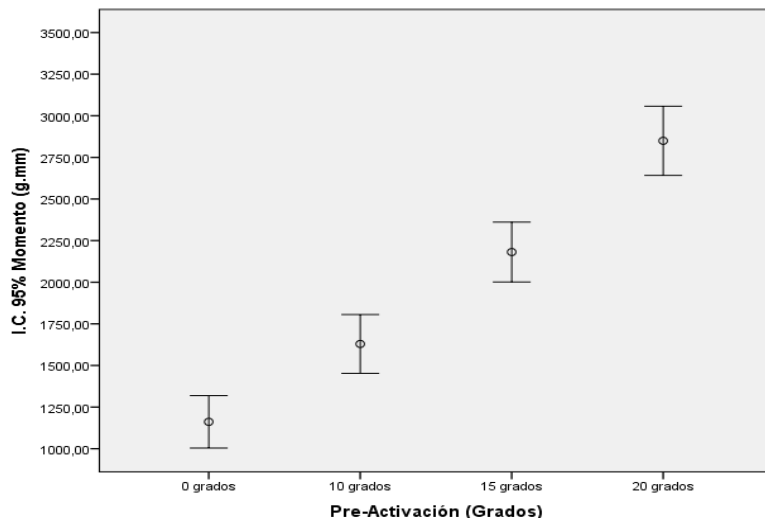


Gráfico 10 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable MOMENTO según pre activación independiente de la activación (N=60)

Al analizar el Momento, las variables vuelven a comportarse de modo homogéneo. según la cantidad de pre activación, tomando en cuenta todas las activaciones, y se concluye que el momento siempre va aumentando a medida que se le aumenta efecto gable anterior; inicia con 1161,53 mm con 0 grados, trepa a 1629,17 mm con 10 grados, sube aun mas a 2182,50 con 15 grados y termina con casi 3 kg de momento para 20 grados de Gable.



## Cuadro 14

Test Games Howell

Variable Dependiente:		MOMENTO / FUERZA (gr.mm)			Intervalo de Confianza 95%	
Pre Activación (grados)		Diferença média (I-J)	Error Padrón	Valor p	Limite inferior	Limite superior
0 grados	10 grados	,07972	,06897	0,6557	-,1001	,2596
	15 grados	-,32995*	,08289	0,0007	-,5460	-,1139
	20 grados	-1,29373*	,10020	0,0000	-1,5556	-1,0319
10 grados	10 grados	-,07972	,06897	0,6557	-,2596	,1001
	15 grados	-,40967*	,07687	0,0000	-,6104	-,2090
	20 grados	-1,37346*	,09528	0,0000	-1,6230	-1,1239
15 grados	10 grados	,32995*	,08289	0,0007	,1139	,5460
	15 grados	,40967*	,07687	0,0000	,2090	,6104
	20 grados	-,96378*	,10579	0,0000	-1,2398	-,6878
20 grados	10 grados	1,29373*	,10020	0,0000	1,0319	1,5556
	15 grados	1,37346*	,09528	0,0000	1,1239	1,6230
	20 grados	,96378*	,10579	0,0000	,6878	1,2398

\*. La diferencia media es significativa en nivel 0,05.

Cuadro 14 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable MOMENTO/FUERZA según pre activación independiente de la activación (N=60)

## Gráfico 11

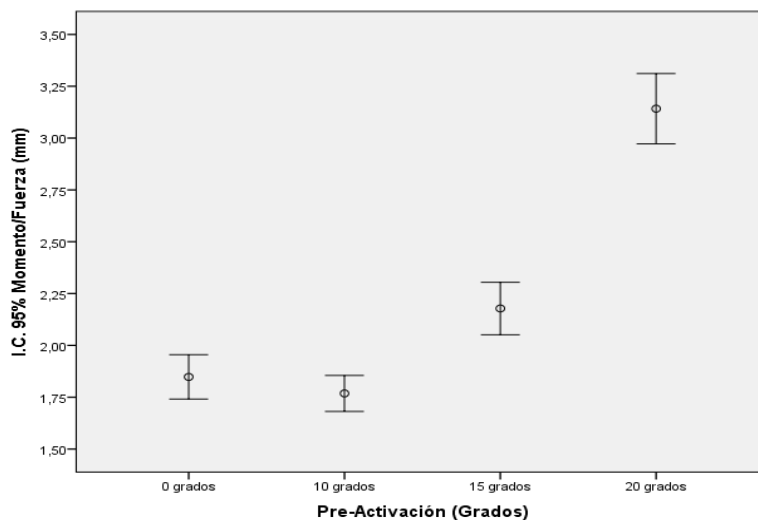


Gráfico 11 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable MOMENTO/FUERZA según pre activación independiente de la activación (N=60)

Si mencionamos a la proporción Momento/Fuerza, las variables se manifestaron heterogéneas significativas según la cantidad de activación, llevando en cuenta todas las pre activaciones. El M/F no difirió significativamente entre 0 grados y 10 grados, es estadísticamente de igual comportamiento; a medida que aumenta a pre activación 15 los valores suben pero, principalmente a 20 grados el valor se dispara del resto.

### Cuadro 15

Test Games Howell

Variable Dependiente:		CARGA / DEFLEXIÓN (gr/mm)				
Pre Activación (grados)		Diferença média (I-J)	Error Padrón	Valor p	Intervalo de Confianza 95%	
					Limite inferior	Limite superior
0 grados	10 grados	-280,45278*	19,11511	0,0000	-330,6271	-230,2784
	15 grados	-396,82222*	19,98797	0,0000	-449,3149	-344,3296
	20 grados	-331,46667*	26,90798	0,0000	-402,3262	-260,6072
10 grados	10 grados	280,45278*	19,11511	0,0000	230,2784	330,6271
	15 grados	-116,36944*	25,65539	0,0001	-183,2305	-49,5084
	20 grados	-51,01389	31,34836	0,3679	-132,8646	30,8369
15 grados	10 grados	396,82222*	19,98797	0,0000	344,3296	449,3149
	15 grados	116,36944*	25,65539	0,0001	49,5084	183,2305
	20 grados	65,35556	31,88811	0,1766	-17,8670	148,5781
20 grados	10 grados	331,46667*	26,90798	0,0000	260,6072	402,3262
	15 grados	51,01389	31,34836	0,3679	-30,8369	132,8646
	20 grados	-65,35556	31,88811	0,1766	-148,5781	17,8670

\*. La diferencia media es significativa en nivel 0,05.

Cuadro 15 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable CARGA/DEFLEXIÓN según pre activación independiente de la activación (N=60)

**Gráfico 12**

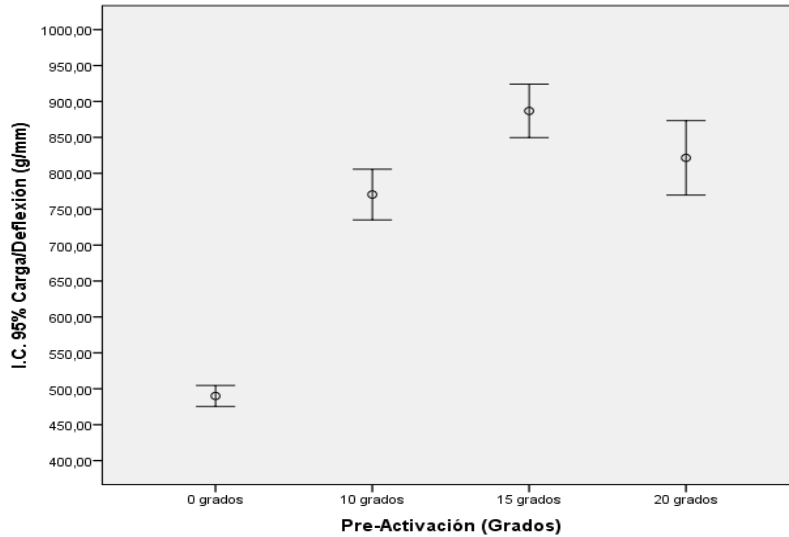


Gráfico 12 - Estadística de comparaciones múltiples de la variable CARGA/DEFLEXIÓN según pre activación independiente de la activación (N=60)

En la proporción Carga/Deflexión, el gráfico representativo es exactamente inverso al de Momento/Fuerza; se esperaría valores bajos de C/D solo en casos de ausencia de pre activación, y resaltando que 15 grados gable generaría las proporciones C/D más altas.

Siguen a continuación los cuadros de Test entre Sujeto/Efecto según variables que indican los resultados del poder de test que en todos los casos superó el 80% de confianza para todas las variables: 83% para Carga/Deflexión y 99% para Fuerza, Momento y Momento/Fuerza alcanzó el 99%.

**Cuadro 16**

Variable Dependiente		FUERZA (gr)				
Source	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Valor p	Observed Power <sup>b</sup>
Pre Activación	7395455,783	3	2465151,928	142,502	0	1
Activación	27813963,82	3	9271321,272	535,942	0	1
Pre activación * Activación	924304,117	9	102700,457	5,937	0,00000019	0,99992547
Error	3875000,267	224	17299,108			
Corrected Total	40008723,98	239				

b. Computed using alpha = ,05

Cuadro 16 - Tests of Between-Subjects Effects / Variable Dependiente FUERZA

**Cuadro 17**

Variable Dependiente		MOMENTO (mm)				
Source	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Valor p	Observed Power <sup>b</sup>
Pre Activación	95249192,13	3	31749730,71	352,311	0	1
Activación	95689983,9	3	31896661,3	353,942	0	1
Pre activación * Activación	381695,033	9	42410,559	0,471	0,89340005	0,22976237
Error	20186516,67	224	90118,378			
Corrected Total	211507387,7	239				

b. Computed using alpha = ,05

Cuadro 17 - Tests of Between-Subjects Effects / Variable Dependiente MOMENTO

**Cuadro 18**

Variable Dependiente		MOMENTO / FUERZA (mm)				
Source	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Valor p	Observed Power <sup>b</sup>
Pre Activación	71,581	3	23,86	173,502	0	1
Activación	3,277	3	1,092	7,942	0,0000468	0,98970866
Pre activación * Activación	22,376	9	2,486	18,079	0	1
Error	30,805	224	0,138			
Corrected Total	128,038	239				

b. Computed using alpha = ,05

Cuadro 18 - Tests of Between-Subjects Effects / Variable Dependiente  
MOMENTO/FUERZA

**Cuadro 19**

Variable Dependiente:		CARGA/DEFLEXIÓN (gr/mm)				
Source	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Valor p	Observed Power <sup>b</sup>
Pre Activación	5496111,012	3	1832037,004	126,504	0	1
Activación	1397943,531	3	465981,177	32,176	0	1
Pre activación * Activación	251197,598	9	27910,844	1,927	0,0492671	0,83079006
Error	3243984,089	224	14482,072			
Corrected Total	10389236,23	239				

b. Computed using alpha = ,05

Cuadro 19 - Tests of Between-Subjects Effects / Variable Dependiente  
CARGA/DEFLEXIÓN

## **8. Anexo**

*Normas de publicación de artículo científico Revista "Angle Orthodontists"*

Available at <http://www.ajodo.org/content/authorinfo#idp1389296>