

UPAEP

Cantidad de fuerza generada por los resortes DKL vs DTL por mm de activación, construidos con distinto material y mismo calibre, estudio in vitro.

Elaborada por:

- Alumna: Denise Quintana Baquedano
- Asesor disciplinario: M.O. Alejandro Fernández Tamayo
- Asesor estadístico: Dr. Jesús Luz Uriaga

OCTUBRE 2014



UPAEP – Secretaría General

Dirección General de Apoyos Académicos

Dirección del Centro de Recursos para el Aprendizaje y la Investigación.

Biblioteca Central - **Karol Wojtyła**

Tesis Digitales Restricciones de uso:

DERECHOS RESERVADOS ©

PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de textos, imágenes, gráficas, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente de donde la obtuvo mencionando el autor o autores involucrados en el documento.

Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

TABLA DE CONTENIDO

CAPITULO	CONTENIDO	PÁGINA
Introducción.		2
1. Protocolo:		
	Planteamiento del problema	3
	Hipótesis	4
	Antecedentes o Marco Teórico	5
	I Movimiento dental en ortodoncia	5
	II Clasificación de fuerzas en ortodoncia	7
	III Alambres	10
	IV Cierre de espacios y resortes de retracción	12
	V Arco DKL	17
	Justificación	30
	Diseño	31
	-Tipo de estudio	31
	- Universo del estudio	31
	- Tipo (s) de muestra	31
	- Criterios de Inclusión	32
	- Criterios de Exclusión	32
	- Criterios de eliminación	32
	- Hoja o cedula de recolección de datos	33
	- Descripción general del estudio	37
	- Cronograma o línea de tiempo	38
	- Variables	39
	- Análisis de datos	40
	-Recursos:	41
	- Humanos	
	- Materiales	
	Resultados	44
	Conclusiones y/o Discusión	48
	Bibliografía.	50

INTRODUCCION

Desde los años 40, en desacuerdo con la teoría de “no extracciones” comenzaron a recomendar un nuevo tratamiento alternativo que incluía extracciones dentales.¹

La moda reciente en la práctica ortodóncica es el uso de arcos de alambre rectos, especialmente desde la introducción de las aleaciones elásticas y superelásticas. Sin embargo, el uso de dobleces sigue siendo una parte especial de la ortodoncia. Avances en el campo de la biomecánica han demostrado que en ciertas situaciones un arco con dobleces puede ser superior a un arco de alambre recto ya que genera el nivel de fuerza apropiado para el movimiento dental eficiente en la dirección requerida.²

Algunos mecanismos ortodóncicos se diseñaron para cierre de espacios, existen varios diseños de dobleces que se podrían utilizar incorporándolos en arcos continuos o segmentados para el movimiento dental.

Se deben analizar ciertas variables como la geometría del dobléz, material del alambre, calibre del alambre, cantidad de activación.

Cuándo estos arcos no se activan de manera apropiada pueden causar efectos adversos como pérdida de anclaje, verticalización excesiva de dientes anteriores, resorción radicular, daño irreversible a los pacientes y aumento en el tiempo de tratamiento.

. Capítulo 1: Protocolo

4.1 Planteamiento del problema

¿Qué diferencia existe entre el nivel de fuerza ejercida entre el resorte Double Key Loop (DKL) Vs Double T Loop (DTL) por milímetro de activación?

4.2 Hipótesis:

Ho._ Los resortes DKL generan más fuerza por milímetro de activación que los resortes DTL.

Hn._ Los resortes DKL no generan más fuerza por milímetro de activación que los resortes DTL

I: MOVIMIENTO DENTAL EN ORTODONCIA

Resumen: Se habla sobre la biología del movimiento dental, el efecto de las fuerzas ejercidas sobre las estructuras dentales así como los sistemas de fuerza que se requieren en ortodoncia para generar un movimiento de traslación.

1.1 Efecto de las fuerzas ortodóncicas sobre el movimiento dental

Durante la corrección ortodóncica de la posición dental, ocurre un movimiento de traslación cuando un diente se mueve en cuerpo en una sola dirección y sin experimentar inclinación ni rotación. Esto requiere de un estrés uniforme a lo largo de todo el ligamento periodontal y resulta en una remodelación ósea adyacente al ligamento periodontal.⁵

Se cree que el movimiento dental en traslación ocurre en 2 etapas:

1. Comprensión mecánica inicial del ligamento periodontal con mínima deformación del hueso alveolar.
2. Respuesta metabólica del tejido conectivo que permite un mayor movimiento dental.

Para generar un estrés uniforme a lo largo de todo el ligamento periodontal, la fuerza resultante que actúa en el diente debe pasar al centro de resistencia.

Establecieron que existen factores como el tipo y magnitud de la fuerza o la duración del tratamiento de los cuales depende la presencia de reacciones indeseables en el tejido como una necrosis estéril o una reabsorción radicular.^{4 5 6}

La zona de tejido necrótico, también llamada zona de hialinización es un componente importante en el proceso del movimiento dental.

Se ha encontrado que en la zona de presión, los eventos biológicos que se encuentran son: Disturbio del flujo de sangre en el ligamento periodontal, muerte celular en la zona de compresión del ligamento periodontal (Hialinización), resorción del tejido hialinizado por macrófagos y una resorción ósea por osteoclastos al lado del tejido hialinizado que termina generando un movimiento dental.

En el lado de tensión, el flujo de sangre que se activa para promover la actividad osteoblástica, se deposita tejido osteoide el cual genera un tejido mineralizado.⁷

Estudios en los últimos 100 años han demostrado que la hialinización aparece en zonas de presión local del ligamento periodontal durante la fase inicial del movimiento dental.^{8 9 10 11}

Estudios experimentales realizados en el 2002 han demostrado cambios vasculares y celulares en el ligamento periodontal después de solo de pocas horas de aplicada la fuerza.^{12 13}

Se mostró que no solo en la etapa inicial del movimiento dental se observa hialinización sino que en periodos largos se encuentran pequeñas zonas de hialinización.⁷

Para lograr mover un diente ortodoncicamente, una fuerza con una apropiada magnitud se necesita para iniciar una apropiada remodelación de los tejidos de soporte.

Existe una zona de presión en la que se observa una reabsorción y una zona de tensión en la que se aposiciona hueso.

Una fuerza débil e inconstante no comenzará una reacción tisular y por lo tanto no será capaz de mover un diente, mientras que fuerzas grandes son capaces de causar una resorción excesiva de raíces.

Cuando se puede mantener un flujo de sangre regular durante la aplicación de una fuerza óptima el movimiento es más eficaz.¹⁴

1.2 Traslación en el movimiento dental

La traslación libre de un cuerpo ocurre cuando un rango de fuerza tiene una línea de acción que pasa a través del centro de resistencia, un punto fijo determinado por la geometría del diente y su tejido de soporte.

El movimiento de inclinación y torque produce áreas localizadas de gran stress, por las limitaciones anatómicas en la cavidad bucal no es siempre posible generar un mecanismo intraoral para generar una fuerza cuya línea de acción pasa a través del centro de resistencia.

Los sistemas de fuerza equivalentes, compuestos de fuerzas y momentos, están aplicados a brackets bondeados a las coronas para obtener un movimiento de traslación.

1.3 Relación momento fuerza

Dos enfoques se pueden utilizar para aplicar los sistemas de fuerzas necesarias para provocar el fenómeno biológico que resulta en el movimiento de cierre de espacio de un solo diente o un grupo de dientes.

El primer enfoque incluye proveer un momento apropiado al diente con un arco continuo que pasa a través del bracket, generando los momentos por medio de cuplas, con fuerzas verticales iguales y opuestas no en la extremidad mesial y distal del bracket.

El momento aplicado puede aumentar o disminuir dependiendo de la configuración del arco.

El segundo enfoque incluye dobleces, varias configuraciones de resortes seccionales (para generar la relación Momento-Fuerza deseado para un diente individual) esto se genera en un estado libre de fricción, cuando se activa, el arco con resortes se distorsiona de su forma original mientras que los dientes se mueven al resorte regresa gradualmente a la forma que tenía antes de la activación, generando la energía depositada al momento de la activación.

Los brackets no se deslizan a través del arco durante este proceso, una característica esencial de los arcos de cierre es que son libres de fricción al actuar.¹⁵

II . CLASIFICACIÓN DE FUERZA EN ORTODONCIA

Resumen: Las fuerzas que se generan en ortodoncia van cambiando a lo largo del movimiento dental y pueden clasificarse en función de su duración en: continua, interrumpida e intermitente.

Para un movimiento ideal en ortodoncia se requieren fuerzas ligeras y continuas y el rango de fuerza aceptado como ideal se aproxima a los 250gr.

La duración de las fuerzas presenta otro aspecto, relacionado con el cambio de la magnitud de las fuerzas al moverse el diente en respuesta a las mismas. Solo en teoría es posible fabricar un arco de cierre perfecto, que ejerza la misma fuerza continua un día tras otro, independientemente de lo poco o mucho que se mueva el diente en respuesta a esa fuerza.⁶

2.1 Clasificación de las fuerzas según el índice de decadencia:

Con muchos aparatos ortodóncicos la fuerza puede disminuir hasta cero. Desde este punto de vista, la duración de las fuerzas ortodóncicas se clasifica por el índice de decadencia en:

1. Continua: Fuerza que se mantiene en un porcentaje apreciable de la original entre una visita del paciente y la siguiente.
2. Interrumpida. El nivel de la fuerza disminuye a cero entre las activaciones, tanto las fuerzas continuas como las interrumpidas pueden conseguirse con aparatos fijos que se llevan en todo momento.
3. Intermitente: El nivel de la fuerza desciende bruscamente a cero de forma intermitente, cuando el paciente se quita el aparato ortodóncico. Cuando los dientes se mueven, el nivel de fuerza disminuye igual que con un aparato fijo.

2.2. Fuerza ideal para el movimiento dental

En teoría, no cabe duda de que los movimientos dentales más eficaces se logran con fuerzas leves y continuas. A pesar de los esfuerzos del ortodoncista para mantener unas fuerzas lo bastante ligeras como para conseguir solo una reabsorción frontal, es probable que todos los pacientes presenten algunas zonas de reabsorción basal.

La experiencia ha demostrado que los aparatos ortodóncicos no deben reactivarse con una frecuencia superior a intervalos de 3 semanas. En la práctica clínica, se suele citar a los pacientes con una periodicidad de 4 semanas a pesar de que el periodo ideal de activación es de 8 semanas.¹⁶

2.3. Rango de fuerza ideal para el movimiento dental.

En los pasados 70 años, el concepto de fuerzas óptimas ha cambiado considerablemente:

-Propuso el concepto clásico de fuerza óptima; él definía una fuerza óptima continua como la fuerza que permitía un cambio en la presión del tejido en los vasos sanguíneos, esto previniendo la oclusión en el ligamento periodontal.

Las fuerzas leves no causan ninguna reacción en el ligamento periodontal y las fuerzas que exceden en nivel óptimo producirán un área de necrosis.¹⁷

La definición fue un poco modificada, quien defiende el uso de fuerzas ligeras capaces de generar movimiento dental.¹⁸

Demostó que en las áreas de compresión se encontraban libres de células aunque la fuerza que se aplicara era leve.¹⁹

El concepto actual de fuerza óptima es basado en la hipótesis de que una fuerza de cierta magnitud puede ser capaz de producir un rango máximo de movimiento dental sin causar daño y con el máximo confort del paciente.

La fuerza óptima para el movimiento dental es diferente en cada diente y para cada paciente.

Las fuerzas que se aplican desde la corona del diente se distribuyen en todas las estructuras de soporte al igual que el stress que se genera.

Desde el punto de vista celular, la distribución de estrés (fuerza por unidad), la distorsión del ligamento periodontal y la deformación ósea son factores críticos y la respuesta de la remodelación está directamente relacionada a los niveles de stress y tensión al periodonto.

La fuerza ortodoncica como un estímulo mecánico extrínseco, provoca una respuesta celular biológica cuyo objetivo es restaurar el equilibrio remodelado el tejido periodontal de soporte.²⁰

El tema controversial sobre la magnitud y duración ideal requerida para mover un diente de la manera más efectiva aún permanece sin resolver.¹⁹

Creía que para obtener un movimiento dental rápido se debía evitar o minimizar la formación de zonas hialinizadas y que esto se alcanzaba mediante fuerzas ligeras y continuas.

Concluyeron que el movimiento optimo del canino inferior ocurre en un rango de fuerza entre los 150 y 250gm y con fuerzas entre los 400 y 600gm la unidad de anclaje de segundo premolar y primer molar se movió más que el canino.²¹

El rango óptimo de fuerza para el movimiento dental depende de muchos factores, incluyendo el tipo de movimiento requerido, el tamaño y geometría de los dientes a mover, y aspectos biológicos como densidad ósea, actividad celular, salud periodontal, niveles de hueso alveolar. Parece ser que la magnitud de la fuerza óptima varía entre pacientes y entre los dientes de cada paciente.

Además, la magnitud de la fuerza aplicada es solo 1 de las muchas variables que afectan el grado de movimiento dental. Diversos estudios reconocen que fuerzas ligeras (generalmente menores a 200gr) generan respuestas biológicas adecuadas en el periodonto y que fuerzas mayores están asociadas a hialinización del ligamento periodontal, resorción ósea indirecta y resorción radicular.

Basándonos en la literatura actual e histórica, el rango de fuerza desactivacional de 150 a 50gr fue aceptado.²²

Las fuerzas óptimas han sido estudiadas para obtener un movimiento dental eficiente que sea rápido y que genere un daño mínimo al tejido y sin dolor.²³

La fuerza apropiada para lograr movimiento en cuerpo de un diente varía de acuerdo a la longitud de la raíz; se considera que para caninos superiores se necesita una fuerza entre 150-250 gramos y para caninos inferiores de 100-200 gramos, menor requerimiento de fuerza en premolares.

Propusieron un rango de tensión óptimo de 150-260 gr/cm² para producir un movimiento dental ideal; esto se deriva dividiendo la fuerza aplicada a la corona del diente por área de la superficie de la raíz.

Señalan que la fuerza óptima es el mínimo valor que produce la fuerza en el desplazamiento dental, dentro de los límites de la respuesta biológica.

Las fuerzas ortodóncicas no deben exceder la presión de la sangre en el ligamento periodontal.

III: ALAMBRES

Resumen: Existen ciertas características con las que debe cumplir un alambre para ser eficaz en ortodoncia, aunque no existe el alambre ideal a continuación se mencionan las características principales del acero inoxidable y TMA

2.4. Características ideales de un alambre ortodóncico

Los alambres ortodóncicos necesitan producir una fuerza que mueva a los dientes de manera eficiente. Si la fuerza es muy alta, el movimiento será muy lento, inexistente o doloroso. Si es muy baja, el movimiento será lento o inexistente. Afortunadamente, existe un rango de presión que crea un movimiento dental eficiente.²⁵

Idealmente, los arcos de alambre están diseñados para mover dientes con fuerzas ligeras y continuas. Estas fuerzas pueden reducir el potencial de incomodidad para el paciente, hialinización tisular y resorción indirecta.

No existe ninguna aleación ideal hasta el momento para su uso ortodóncico. Sin embargo, existen algunas características esenciales que un alambre ideal debe reunir:

1. Estético
2. Poca biohostabilidad: No debe actuar como un sustrato para microorganismos que alteren la estética, eliminen o fomenten el crecimiento de materia que comprometa sus propiedades mecánicas.
3. Bajo coeficiente de fricción
4. Formabilidad y resiliencia: de manera que puedan realizarse resortes o dobleces y después regresar a su forma inicial.²⁶

El rango de carga deflexión (LDR) se define como la carga externa necesaria por unidad de deformación. Los arcos de alambre de ortodoncia con alto rango de carga deflexión no solo aplican una fuerza excesiva sobre los dientes, sino que la fuerza disminuye rápidamente con el movimiento dental. Los alambres con un bajo rango de carga deflexión generan fuerzas ligeras y continuas.²⁷

3.2 Acero Inoxidable

Con el advenimiento del acero inoxidable en la primera guerra mundial y el refinamiento en el proceso de elaboración de alambres a finales de 1930, los arcos de alambre de oro fueron gradualmente desapareciendo debido a los calibres más pequeños de alambre que podían realizarse de acero inoxidable.¹³

En 1940 fue desarrollado el acero inoxidable austenítico, cuyo módulo de elasticidad fue de aproximadamente 23×10^6 P.S.I, lo cual es 50% más rígido que el oro.²⁵

En 1950 el acero inoxidable era utilizado para la mayoría de los materiales ortodóncicos. Típicamente contenía 17 a 25% de cromo y 8 a 25% de níquel con un balance de hierro. Se propuso que el contenido de carbón se mantuviera menor al 0.20%.

Los alambres de acero inoxidable eran fuertes y su rigidez era 93 a 100% mayor que la del acero convencional.

Actualmente es el alambre más utilizado por sus propiedades de resistencia a la corrosión en el medio bucal y su bajo costo.

Ventajas del acero inoxidable: Bajo costo, biocompatibilidad, permite hacer dobleces para la fabricación de aparatos ortodóncicos, permite aplicar puntos de soldadura.²⁶

3.3 Aleación Titanio Molibdeno (TMA)

En 1976, Goldberg y Burstone presentaron una investigación sobre la viabilidad de utilizar aleaciones beta-titanio para aplicaciones ortodóncicas y determinaron que con un adecuado procesamiento podría utilizarse una aleación de 11% molibdeno, 6% Zirconio y 4% Beta titanio.²⁸

El módulo de elasticidad de esta aleación, llamada posteriormente TMA, es de 9.4×10^6 P.S.I ó 41% del módulo de elasticidad del acero inoxidable y podría doblarse 105% o 2 veces más que el acero inoxidable.²⁵

El titanio puro tiene una rigidez de 102 GPa que es aproximadamente la mitad que el acero inoxidable.

Presenta un recubrimiento elástico alto, baja rigidez del arco y alta conformabilidad y puede ser soldado sin reducir su resiliencia y su resistencia a la corrosión.

Tiene una recuperación elástica superior al acero, y se puede flexionar hasta dos veces más que el acero sin deformarse permanentemente.

Genera fuerzas que corresponden aproximadamente a la mitad de las fuerzas que se obtienen de la aleación de acero con la misma activación.

Su alta conformabilidad permite realizar diseños de resortes complejos.¹

En comparación con el acero inoxidable, el TMA produce fuerzas más gentiles por unidad de desactivación. Sin embargo el coeficiente de fricción del TMA era el peor de todas las aleaciones utilizadas en ortodoncia, pero puede aplicarse con éxito en mecánicas libres de fricción (arcos de cierre seccionales).²⁶

IV : CIERRE DE ESPACIOS Y RESORTES DE RETRACCION

Resumen: El cierre de espacios mediante un movimiento diferencial se obtiene variando el sistema de fuerzas entre el segmento anterior y posterior. El cierre de espacios es un sistema libre de fricción capaz de generar un movimiento de translación. A continuación se describen las propiedades y características de los resortes de retracción.

4.1 Objetivos del cierre de espacios

Resortes de cierre especialmente precalibrados para el cierre de espacios ha sido una parte integral de la técnica de arco segmentado en el tratamiento de pacientes que requieren tratamiento con extracciones. Los nuevos conocimientos sobre la biomecánica del diseño de los resortes junto con el desarrollo de nuevos materiales han permitido mejoras que simplifican las mecánicas, mejoran la respuesta biológica y ofrecen aparatos más higiénicos.

Deben considerarse al menos 6 objetivos para cualquier método de cierre de espacios:

1. Cierre de espacios diferencial: Capacidad de retracción anterior, protracción posterior o una combinación de ambas.
2. Mínima cooperación del paciente: La necesidad de cooperación limita las posibilidades de tratamiento.
3. Control de inclinación axial.
4. Control de rotaciones y ancho del arco.
5. Óptima respuesta biológica: Incluye rápido movimiento dental con mínimo dolor y daño a los tejidos, particularmente resorción ósea.
6. Conveniencia del operador: El mecanismo debe ser relativamente simple de usar, y requerir pocos ajustes para completar el cierre de espacios.²⁹

4.2 Sistemas de fuerzas para el cierre de espacios

El sistema de fuerzas para el cierre de espacios de extracción es determinado sobre todo por la configuración del resorte y de las propiedades del mismo alambre utilizado.

El cierre de espacios dado por el movimiento diferencial se obtiene variando el sistema de fuerzas entre el segmento anterior y posterior. Un transductor especialmente diseñado permite la determinación de la fuerza y el momento de cada diseño de resorte. Con la duplicación de los tamaños de resortes el ortodoncista puede reproducir el sistema de fuerzas con muy pocas variaciones.³⁰

Las mecánicas con resortes de cierre tienen dos ventajas principales sobre las mecánicas de deslizamiento: Son libres de fricción y también son capaces teóricamente de una traslación pura del diente (movimiento en cuerpo) si se mantiene un radio 10:1 entre el momento y la fuerza (M:F). Se puede mantener una constante M:F si el resorte de cierre se realiza con un alambre de un bajo índice de carga-deflexión, esto es, con alambres delgados, incrementando la distancia interbracket, o una combinación de estos factores.

Los alambres superelásticos Nickeltitanio (NiTi) son aleaciones que proveen una fuerza relativamente constante sobre un largo rango de acción y pueden ser cargados de manera significativa sin producir una deformación permanente y exhiben una memoria de la forma: el alambre puede deformarse y después regresar a su forma original. Estos alambres también muestran baja histéresis y por lo tanto parecen reunir los requerimientos para resorte de cierre, de manera que proveen una relación M:F constante.³¹

Se han demostrado que resortes de cierre NiTi no preactivados fallan en alcanzar un M:F Óptimo para la traslación dental.³²

La ventajas del cierre de espacio con el uso de resortes de retracción es que obtiene mejor control de anclaje, que se obtiene incorporando dobleces pre-activados de diferentes intensidades en los extremos anterior y posterior.

Se deben considerar tres propiedades básicas en los resortes de cierre:

- 1.- La proporción Momento/Fuerza que determina el centro de rotación y esto controla la raíz en el movimiento dental.
- 2.- La fuerza horizontal producida durante la activación del loop.
- 3.- El radio de carga flexión que define la cantidad y disminución de la fuerza en cada milímetro de desactivación.¹

4.3 Generalidades de los resortes de retracción

Los dientes responden a una fuerza consistente sobre la membrana periodontal mediante el movimiento. En ortodoncia, el origen de la fuerza es usualmente generada por un resorte en el alambre. La cantidad de fuerza generada está determinada por el diseño y tamaño del resorte así como por la distancia de la activación clínica.

Los arcos de alambre con resortes se emplean de manera rutinaria con diferentes filosofías de tratamiento durante los procedimientos clínicos ortodóncicos de retracción. La formación de dichos lleva al alambre más allá de su límite elástico y lo lleva a un estado de estrés residual.

El uso de distintos resortes ortodóncicos para alcanzar los objetivos del tratamiento ha sido estudiado por varios investigadores a lo largo de 4 décadas. Se han citado 3 propiedades mecánicas importantes de los resortes:

1. Rigidez elástica (Rango de cambio inducido por una fuerza para variar el grado de activación con los niveles bajos de fuerza).
2. Límite elástico de carga (Fuerza en la cual se detecta una deformación permanente con respecto a la configuración inicial pasiva).
3. Rango elástico (Cantidad de activación posible sin exceder el límite elástico del resorte).

Existen ciertos acuerdos generales respecto a los resortes de alambre:

1. Ningún resorte ejerce una verdadera fuerza continua.
2. Los resortes pueden configurarse de manera que se abran o se cierren durante la activación.
3. El uso de cualquier resorte resultará en una reducción de la rigidez debido al incremento de la longitud de alambre entre los brackets.
4. La rigidez de los resortes puede disminuir incorporando hélices al resorte y/o reduciendo las dimensiones del grosor del alambre del resorte.
5. El rango elástico de un resorte se incrementa si el resorte es activado en la misma dirección en la que fue elaborado.³³

4.4 Factores que intervienen en las fuerzas generadas por los resortes de retracción

El conocimiento cuantitativo de las fuerzas y los momentos generados mediante resortes ortodóncicos es crucial para entender el movimiento dental. Se requiere controlar las cargas de los resortes para un tratamiento controlado.

Deben conocerse los factores que afectan las fuerzas y los momentos para un adecuado diseño de los resortes.

Es claro que el nivel y dirección de las fuerzas y los momentos generados por los resortes depende de muchos factores confusores. Las influencias del material y forma del resorte, dirección de la activación y magnitud hace difícil este análisis.

Por lo anterior una gran parte de la ortodoncia depende de un juicio clínico basado en la experiencia.

Claramente, se necesitan acercamientos de ingeniería rigurosa para estudiar las fuerzas y momentos generados e identificar los factores de diseño dominantes que pueden utilizarse para controlar el comportamiento del resorte.³⁴

Los resortes son muy utilizados en la técnica segmentada, especialmente para la retracción de caninos.

Un resorte de retracción de caninos debería aplicar una fuerza ligera y constante así como los momentos anti-tip y antirotacionales necesarios para mantener el canino en su correcta posición durante la retracción.

Desafortunadamente, es casi imposible predecir clínicamente las fuerzas y momentos que cada resorte generará al ser activado.²

4.5 Características de los resortes de retracción

El diseño del resorte de cierre que se utiliza debe ser el que produzca la fuerza óptima para generar el movimiento deseado.

La consideración más importante en el uso clínico de los resortes de retracción es la cantidad de activación distal.

Los ortodoncistas que usan resortes de cierre con índice de carga deflexión altos generan elevados valores de fuerza con la consiguiente producción de secuelas indeseables tales como: Perdida de anclaje, dolor y reabsorción indeterminada. El sistema de fuerzas es determinado sobre todo por la configuración del resorte y de las propiedades del alambre utilizado.¹⁶

Para proveer un sistema de fuerzas adecuado el resorte debe tener características como:

- 1) Proveer niveles de fuerza apropiados de fuerzas y radios de momentos de fuerza para obtener el desplazamiento en cuerpo del diente deseado.
- 2) Reducción en la fuerza más que en los momentos, así que la relación momento fuerza aumenta poco más que en el dobléz sencillo.³⁵

4.6 Activación de los resortes de retracción

La aplicación de dobleces apropiadamente preactivados proveen un Momento- Fuerza (M: F) Suficientemente alto para que pueda ocurrir un movimiento en cuerpo vía traslación durante la retracción de un solo diente o un grupo de dientes (retracción en masa). Distintos ángulos de preactivación de los resortes de cierre se han reportado en la literatura. Los dobleces de preactivación más comunes para resortes de cierre mostrados en la literatura siguiendo las sugerencias de Kuhlberg y Burstibe con ángulos de aproximadamente 30° producen una preactivación total de 60°.

Ellos demostraron que el M:F en resortes de cierre de aleación Titanio Molibdeno(TMA) 0.017X0.025 se aproxima a 12:1 a los 2.5mm de activación de un resorte T-Loop simétrico. Para una activación lineal de T-Loop mayor a 3mm, el M:F disminuye (<10:1), lo que podría no conducir a una retracción en cuerpo de un diente.

Se pueden generar fuerzas ligeras y constantes con alambres NiTi y resortes de cierre pero generalmente no son generalmente efectivos en proveer momentos suficientes, lo que resulta en un inadecuado M:F.

La posición neutral para la configuración de los resortes varía según los dobleces de preactivación ó gable. La posición neutral puede definirse como la separación horizontal de los brazos verticales de los resortes antes de introducir fuerzas horizontales o mesiodistales.

La separación horizontal de los brazos en la posición horizontal se utiliza a menudo como una guía para el clínico sobre cuanto se separan los brazos para generar la fuerza deseada.

Con dobleces de preactivación incorporados únicamente a nivel oclusal se puede complicar o alterar la posición neutral de referencia. Al activar los segmentos oclusales y gingivales del resorte, puede restaurarse la posición neutral, facilitando así la activación clínica.²²

Aconseja que los T-Loops (0.017 x0.025 pulgadas) de TMA deben generar menos de 300 gramos de fuerza para minimizar la retracción anterior y producir una protracción posterior.

Estudió fuerzas que desarrollaban los T-Loops (0.017x0.025 pulgadas) de TMA y reportó fuerzas que varían de 50-300 gramos.³⁶

También estudiaron el T-Loop(0.017 x0.025 pulgadas) de TMA y reportaron fuerzas que varían de 50-350 gramos.³⁷

Investigó T-Loop (0.017 x0.025 pulgadas) de TMA y encontró un rango de fuerza de 55 gramos por milímetro.³⁸

Analizaron el comportamiento del Bull-Loop (0.017 x0.025 pulgadas) de Acero y encontraron un rango de fuerza de 57 gramos a 114 gramos por milímetro.³⁹

Estudio (0.016 x0.022 pulgadas) de acero con una fuerza de 45 gramos por milímetro.⁴⁰

Verifico el Loop Doble Helicoidal (0.016 x 0.016 pulgadas) de cromo cobalto y encontró una fuerza de 75 gramos por milímetro.⁴¹

V : ARCO DKL

Resumen: El elemento mecánico más importante en la segunda fase del tratamiento ortodóncico es el arco DKL (Double Key Loop) utilizado ya desde hace varias décadas en ortodoncia.

Es un arco de acero que tiene dos ansas de cada lado que, como se dijo anteriormente, se utiliza para realizar movimientos sagitales de los sectores anteriores y/o posteriores, con el objeto de cerrar los espacios creados por las extracciones.

En la práctica utilizamos .019 x.025 que es un calibre adecuado a la técnica de slot .022.

A cada lado, a la altura de los caninos, lleva dos ansas, en forma de ojo de cerradura. Cuando este arco está instalado, estas ansas deben estar equidistantes por mesial y distal del bracket de cada canino.

La escala de numeración es en milímetros y mide la distancia existente entre ambas ansas mesiales con una diferencia de 2mm entre cada una de las medidas.

Estas ansas tienen entre sí una separación de 8mm. Este espacio permite la inserción en la ranura del canino de la porción del arco situada entre ellas, dejando aproximadamente 2mm a cada lado del bracket.

En algunos casos dados la estandarización de los tamaños, no es posible lograr la equidistancia entre brackets y ansas. Se deberá entonces tener la precaución de que el tamaño elegido permita que el Loop mesial quede separado del bracket del canino por lo menos de 2mm, para que sea posible su activación.

Debido a estas características, es indispensable para el uso del DKL que el sector anterior de la arcada de canino a canino no presente diastemas.

A veces es necesario unir los 6 dientes anteriores mediante una ligadura continua que conserve los puntos de contacto. Cuando se hayan producido pequeños diastemas se deberá usar una ligadura continua elástica para cerrarlos antes de la instalación de este arco.

4.2 Activación

Distintas formas de trabajo con el DKL

- A) Activación por tracción distal
- B) Activación por ligadura
- C) Arco DKL como elemento de anclaje de fuerzas de tracción

En el primer caso, la activación consiste en abrir las ansas ya sea traccionando y doblando el arco por distal de los molares, o a través de una ligadura metálica que, sujetándose en el hook del molar llega hasta el ansa distal provocando su apertura.

Cuando se utiliza el DKL como dispositivo de anclaje, el elemento activo se adiciona a él (muelle, cadena elástica etc.)

Habrà que definir cuál es el movimiento deseado: la retrusión del sector anterior, la mesialización de los sectores posteriores o ambos movimientos.

Anclaje es la resistencia al desplazamiento que ofrecen las piezas dentarias y depende de varios factores.

- Tamaño y forma radicular
- Características topográficas del hueso circundante
- Características de la oclusión
- Musculatura del paciente

Para diferenciar las características del anclaje por sectores debemos considerar por separado ambas arcadas; y para evaluarlo debemos en primer término, determinar cuál es la superficie radicular enfrentada al movimiento dentario en sentido sagital:

1. Sector anterior superior o inferior: la retrusión de este sector involucra las superficies palatinas de las raíces de incisivos centrales y laterales y la superficie distal de la raíz del canino.
2. Sector superior o inferior: la superficie radicular expuesta al movimiento de mesialización es, en molares y premolares, la cara mesial de las raíces.

Otro factor a tener en cuenta al analizar el anclaje está referido a la disposición geométrica de las piezas en la arcada.

Los posteriores forman una línea recta a lo largo de la cual transcurre el arco, constituyendo un conjunto de 3 piezas (dos molare y un premolar) que opone resistencia al movimiento.

En el sector anterior, las piezas se disponen en una semicircunferencia, por ello ejercen una resistencia individual y no en conjunto ante la activación del DKL.

Consideraciones generales sobre activación del DKL

El arco DKL puede ser utilizado para el cierre de los espacios bajo dos conceptos mecánicamente diferentes:

1. Utilización del arco como muelle
- 2 .El arco como elemento de anclaje para elementos auxiliares.

1. Utilización del arco como muelle

Se basa en que la apertura de las ansas induce una fuerza de cierre para recuperar su forma inicial. Esta activación puede realizarse de dos maneras:

- A) Activación por tracción distal del arco**
- B) Activación con ligadura de acero**

A) Activación por tracción distal

Esta activación se realiza abriendo las ansas mediante la tracción del arco desde distal del arco provocando la apertura de las ansas en una magnitud que no supere el milímetro, y se completa la maniobra doblando el arco por distal del tubo con la finalidad de mantener esa activación.

La respuesta a la activación realizada se manifiesta en dos tiempos:

En un primer momento, a nivel de los incisivos y caninos se produce una retroinclinación coronaria.

En un segundo tiempo, la sección del arco actuando en las ranuras logra la recuperación del torque de los incisivos y la inclinación del canino.

Para que esta recuperación pueda llevarse a cabo será necesario prolongar el tiempo entre las activaciones.

Los dientes sometidos a un tratamiento de ortodoncia presentan un ensanchamiento periodontal que puede absorber rápidamente la tensión acumulada en las ansas. Esto provoca un rápido cierre de las mismas que no debe interpretarse como un logro del movimiento dentario deseado. El proceso de reabsorción y aposición necesita que el estímulo sobre el periodonto persista.

La zonas que primero absorben las fuerzas de activación del DKL son la región cervico-palatina o lingual de los alveolos de los incisivos y la porción cervico-distal del alveolo del canino; se produce así ese primer efecto de retroinclinación de estos dientes.

B) Activación con ligadura de acero

Otra forma de activar este arco es mediante una ligadura metálica que va desde el gancho del tubo vestibular del molar hasta el ansa distal del DKL.

Se abren las ansas del DKL con una pinza de weingardt y se consolida esta activación con las ligaduras metálicas. El arco DKL no se dobla por distal del DKL.

La diferencia fundamental entre esta 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 distogingival del loop distal provoca una inclinación distal del mismo y con ello la inclinación hacia gingival del sector anterior del DKL con el consiguiente aumento del torque positivo.

Tiene varias ventajas:

Mejora la capacidad de recuperación del torque de los incisivos superiores.

Evita la extrusión del sector anterior.

Moviliza el canino hacia distal minimizando el efecto de retroinclinación coronaria.

Reduce el efecto de intrusión en el sector lateral y, asociado al movimiento intrusivo anterior, mantiene nivelado el plano oclusal eliminando la necesidad de movimientos de ida y vuelta.

Cuando es necesaria una retrusión de gran magnitud, la activación con retroligadura es la más apropiada.

2. El arco como elemento de anclaje para instalación de módulos elásticos o muelles espirales

Se utiliza en casos especiales para favorecer la migración del sector posterior hacia mesial. El arco en este caso debe permanecer pasivo, con sus ansas cerradas. Las distales serán utilizadas como anclaje para los elementos auxiliares, que tomarán allí su punto de apoyo para aplicar las fuerzas a las piezas dentarias del sector posterior que deseamos movilizar.

Modificaciones al arco DKL para retruir sin torque

El manejo del DKL tiene una variante cuando el movimiento de retrusión se debe realizar sin torque, movimiento planificado en escasas oportunidades en el maxilar superior y, por el contrario, apto para la arcada inferior donde el movimiento de retrusión del grupo anterior debe planificarse siempre con una mínima o nula expresión del torque debido a las características anatómicas del reborde alveolar inferior en dicho sector.

Para lograr esta retrusión sin torque se deberá preparar el arco en el sector anterior desgastándolo, con la finalidad de eliminar los cantos y con ello la posibilidad de torquear las raíces.

No obstante, la forma y frecuencia de activación son iguales en ambos casos con el objeto de evitar efectos secundarios de profundización de la curva de Spee.

Modificaciones al arco DKL para favorecer la migración mesial de los sectores posteriores.

En los casos donde la planificación indica que los sectores posteriores deberán ser mesializados, y especialmente en aquellos donde no sea necesario retruir los incisivos, el arco DKL no debe expresar el torque negativo del sector posterior porque aumentaría su anclaje.

Esto se logra mediante el desgaste del arco por distal de las ansas, con el objeto de eliminar los cantos y reducir así la capacidad de expresión del torque negativo de los tubos molares y además reducir la fricción cuando se activa. Esta activación será realizada desde el primer molar. Otra modificación que puede hacerse con la misma finalidad que la anterior, es introducir un torque positivo (alrededor de 15°) en los sectores posteriores del arco. Esto lleva las raíces de los molares al hueso esponjoso, facilitando su movimiento hacia mesial, y está especialmente indicado para la arcada inferior.

Cuando se debe realizar una migración importante de los molares inferiores es conveniente reforzar el anclaje de los incisivos inferiores. Se puede utilizar un arco DKL de mayor calibre para aumentar el torque anterior. Se elige entonces un arco DKL .021 x.025.

En este caso se realizará el desgaste de los cantos en el sector posterior del arco; no es conveniente darle torque positivo posterior porque al tener un calibre más alto aumenta la fricción y dificultaría la migración de los molares hacia mesial.

Errores más frecuentes en la mecánica de retrusión

Errores de activación

Los errores de la activación se producen siempre por exceso:

Se entiende por exceso de la activación una exagerada apertura de las ansas del arco o bien una exagerada frecuencia de activación.

Ambas provocan retroinclinaciones muy marcadas del sector anterior que luego ofrecen una mayor resistencia a la recuperación del torque.

Como resultado de esto se produce un descontrol del movimiento dentario y se produce y la pérdida de los objetivos del tratamiento.

Los efectos adversos son muy difíciles de solucionar y prolongan el tiempo de tratamiento porque habrá que recuperar la nivelación de los planos oclusales, y esto muchas veces se logra a expensas de abrir nuevamente espacios en la arcada.

La activación de un arco DKL provoca en un primer tiempo una inclinación distal de los caninos y una retroinclinación de los incisivos, para en un segundo tiempo recuperar la verticalidad de los caninos y el torque de los incisivos.

Estos diferentes tipos de movimientos realizados por el DKL requieren un tiempo prolongado para manifestarse.

El clínico debe tener precaución en la cantidad de activación de las llaves del DKL, que debe ser muy moderada para evitar una inclinación de la corona del canino hacia distal que afectaría a la parte anterior de la arcada provocando una extrusión de los incisivos.

Por esta razón la activación no debe superar el milímetro en cada llave.

Por otra parte, la activación demasiado frecuente del arco DKL no permite que el canino recupere la inclinación normal y dificulta la recuperación del torque de los incisivos.

Esta sobreactivación provoca un aumento de la sobre mordida por extrusión de los incisivos.

El operador debe decidir el momento oportuno para la activación, valorando el aspecto que presenta la arcada. Solo podrá hacer una nueva activación si observa una buena inclinación del canino y el arco no presenta ningún tipo de curva de concavidad oclusal. En condiciones normales, la activación se efectúa cada 6 u 8 semanas.

Error en la sincronización del cierre de espacios

El primer objetivo es alcanzar una relación de entrecruzamiento normal entre la arcada superior y la arcada inferior. Con esto se obtendrá también la clase I canina. En ocasiones este objetivo nos obliga a trabajar solo en la superior hasta alcanzarlo y a partir de ese momento activaremos ambos arcos, siempre primero el arco inferior y luego el superior para mantener la relación anterior lograda.

Cuando el clínico descuida esta relación anterior y retruye los incisivos inferiores en exceso, puede suceder que con la retrusión superior no alcance el objetivo de normalizar el overjet y la clase I canina.

La secuencia para el cierre de espacios en el caso de cuatro extracciones será: realizar primero en forma coordinada la retrusión anterior y luego la mesialización de los sectores posteriores en dos tiempos; primero en la arcada inferior, hasta completarla, y por último en la superior.

Con ello se finaliza antes el cierre de los espacios en la arcada inferior, persistiendo espacios en la arcada superior que deberán cerrarse mesializando los molares. Esta maniobra se realiza con facilidad y sin riesgos para la clase canina porque los incisivos superiores ya están consolidados en su posición sagital por el entrecruzamiento vertical anterior.

A su vez estos espacios superiores permiten retruir los incisivos con el objeto de compensar cualquier desajuste a la relación anterior que se haya provocado como consecuencia de la pérdida de anclaje inferior, que con frecuencia expone los incisivos inferiores a un movimiento de retrusión. Por estas diferencias de anclaje entre la arcada superior e inferior en ambos sectores, es lógico pensar que si pretendiéramos realizar la migración mesial simultáneamente en ambas arcadas, la complicación más frecuente que observaríamos es obtener el cierre total de los espacios en una relación de clase II y con aumento del overjet.

Error en el control vertical anterior

En ocasiones se puede alterar el orden de las maniobras terapéuticas y pretender retruir la arcada superior sin haber solucionado con antelación algún problema vertical en los incisivos superiores e inferiores.

Al intentar la retrusión, los incisivos inferiores entraran en contacto con el cingulo de los incisivos superiores evitando el movimiento de retrusión y aumentando el anclaje del segmento anterior. Esta situación impide la colocación de los caninos en clase I y provoca la pérdida del anclaje en la arcada superior.

Utilización de un DKL de dimensiones incorrectas

La aparición de diastemas en el sector anterior se produce por la utilización de arcos DKL de medidas incorrectas.

Si se utiliza un arco de mayor medida que lo apropiado, el ansa mesial se apoyara en el bracket del canino por mesial.

Al realizar la activación se abrirá solo la llave distal, pero la llave mesial, si bien no se abre, recibirá la tensión de la activación y el brazo distal de la llave mesial presionara el bracket del canino, que se distalará de forma aislada. Esto producirá la aparición de diastemas en el sector anterior.

Variantes de los movimientos sagitales

Retrusión sin torque
Retrusión con torque
Anclaje máximo
Anclaje moderado
Anclaje mínimo

Arcada superior

Retrusión sin torque

Para realizar este movimiento de retroinclinación, el arco debe ser de sección redonda para que pueda rotar libremente dentro de la ranura.

Se prepara seleccionando el tamaño correcto del DKL y con un disco abrasivo, con una piedra para desgastar metales o por métodos electrolíticos, se eliminan los cantos del sector comprendido entre ambas ansas mesiales.

Para lograr el control total de la arcada, los sectores posteriores se mantienen con su sección rectangular .019 x .025.

Las activaciones se deben hacer con intervalos de 6 a 8 semanas y la cantidad de activación es de 1mm de apertura de las ansas.

Como en estos arcos no se da torque al sector anterior, se podría pensar que las activaciones pueden realizarse con mayor frecuencia y magnitud; sin embargo deberá tenerse la misma precaución señalada anteriormente con la finalidad de permitir la recuperación de la inclinación del canino y evitar así la exagerada extrusión de los incisivos y el arqueamiento del DKL.

Otro recurso para evitar la extrusión del sector incisivo que generalmente acompaña al movimiento de retrusión, es la activación del arco con retroligadura.

Retrusión con torque

En aquellos casos en que está planificado hacer una retrusión con torque, la acción de la sección rectangular del arco sobre la ranura del bracket es de gran importancia.

Si bien el calibre del arco puede ser considerado suficiente para ejercer un control de la posición radicular, al ser activo se produce en un primer momento una respuesta de verticalización de los incisivos.

Bastara solo una ligera presión en la cara palatina del alveolo a nivel cervical para que los incisivos se verticalicen y con ello el arco tienda a flexionarse tornándose levemente cóncavo en sentido oclusal.

En este momento se estimula el trabajo del torque en la ranura de los incisivos y habrá que esperar que este torque se manifieste a lo largo del alveolo.

Se recuperara así la nivelación del arco.

A partir de este momento estará en condiciones de ser activado nuevamente. Para que este movimiento se realice con éxito es sumamente importante respetar periodos más prolongados entre las sucesivas activaciones.

La forma más efectiva de evitar la flexión del arco y la pérdida del torque, es realizar las activaciones desde el ansa distal con la retroligadura de acero.

De esta forma podemos mantener el torque de los incisivos aun realizando grandes retrusiones. Si la planificación nos señala acentuar el torque radiculopalatino, es aconsejable trabajar con brackets que tengan un torque positivo mayor.

De todos modos la manipulación sobre la sección anterior del arco para aumentar el torque positivo entre las ansas mesiales, no ofrece ninguna dificultad y constituye otro recurso mecánico para optimizarlo.

Estos movimientos de retrusión con torque solo son posibles de realizar en la arcada superior, debido a que la conformación anatómica del reborde alveolar permite este tipo de movimientos.

Anclaje máximo

Se considera anclaje máximo cuando el movimiento de retrusión es: 3 a 1 ó 4 a 1 respecto de la mesialización posterior.

La ortodoncia tradicional dividía el sector anterior con el objetivo de facilitar su retrusión, disminuyendo las exigencias sobre el anclaje de los sectores posteriores.

Se distalaban en un primer tiempo los caninos y luego los cuatro incisivos. El anclaje posterior consistía en el primer molar más un premolar.

La técnica que utilizamos presenta características muy diferentes:

Coloca bandas en primeros y segundos molares.

No fracciona el sector anterior para la retrusión.

Considerando un caso de anclaje máximo, lo primero es favorable porque el activar el arco desde el segundo molar se aumenta la superficie radicular del anclaje posterior; pero lo segundo no lo es, porque al realizar la retrusión del sector anterior de canino a canino en un solo tiempo aumenta el anclaje anterior.

Hemos analizado los factores que intervienen en las características del anclaje en los diferentes sectores. En particular, en la arcada superior, si bien la superficie radicular del sector posterior es mayor que la del sector anterior, no lo es en la misma proporción que en la arcada inferior.

Por otra parte la proximidad de los molares superiores con la cortical vestibular es menor que en la zona de los molares inferiores, y si a esto sumamos que la relación interincisiva genera una mayor resistencia a la retrusión de los incisivos superiores, vemos que los riesgos de pérdida de anclaje son mayores en el maxilar superior que en la mandíbula, y será mayor aun en pacientes de musculatura débil, de biotipo dolicofacial que tienen una menor implantación radicular. Sin embargo la instalación de barra palatina en ambos molares superiores refuerza suficientemente el anclaje para lograr la retrusión en bloque del sector anterior sin migración mesial del sector posterior.

Las barras deberán tener la activación de rotación distal y torque.

La activación puede realizarse por tracción o por retroligaduras pero siempre desde el segundo molar.

En aquellos pacientes que presentan una curva de Spee posterior muy marcada y overbite disminuido –donde como hemos visto, no es posible incluir al segundo molar en el arco vestibular porque generaría una extrusión que pondría en riesgo la relación vertical anterior- no podrá realizarse la activación del DKL desde el segundo molar. Será conveniente entonces trabajar con barras palatinas en el primero y segundo molar ligadas entre sí a nivel de los anclajes palatinos para que el segundo molar participe activamente en el anclaje posterior, aunque la activación se haga desde el primer molar

Anclaje recíproco

Se considera anclaje recíproco cuando el movimiento de retrusión es similar al de mesialización posterior:

La necesidad de mesialización parcial de los sectores posteriores conjuntamente con un movimiento de retrusión de los incisivos nos presenta varias alternativas mecánicas:

- 1.-Activación que incluya los dos molares pero sin ningún refuerzo de anclaje. Esto permitirá alguna mesialización de los sectores posteriores simultáneamente con la retrusión.
- 2.-Trabajar el caso en condiciones, primero de máximo anclaje hasta completar la retrusión deseada, y luego perder anclaje con la misma metodología aplicada en el anclaje mínimo.

Considerando la relativa facilidad con que se mesializan los sectores posteriores en el maxilar superior, resultará entonces la segunda opción la que entrañe menores riesgos. Habrá que tener en cuenta cuando haya que perder anclaje si se ha establecido una correcta relación de overbite anterior.

En caso de overbite insuficiente no es aconsejable utilizar elementos de tracción anclados en las ansas porque podrían derivar fuerzas a los incisivos, retruirlos mas y crear una relación borde a borde entre los incisivos. Se elige entonces la mecánica de resortes de presión y tracción.

Anclaje mínimo

Se considera anclaje mínimo cuando la mesialización posterior es 3 a 1 ó 4 a 1 respecto a la retrusión.

En estos casos se ha optado por la extracción del segundo premolar.

Son casos que requieren mesializaciones de los sectores posteriores con poca o ninguna retrusión del sector anterior.

Podemos utilizar el arco DKL de varias formas:

1. Activación distal desde el primer molar

Tiene por objeto disminuir la resistencia del anclaje posterior. Para facilitar aún más la migración mesial puede recurrirse al desgaste de los sectores posteriores del arco con el propósito de favorecer el deslizamiento.

A nuestro juicio, esta maniobra puede facilitar una inclinación mesial indeseada del molar que requerirá un trabajo adicional de recuperación después de cerrados los espacios.

Generalmente el segundo molar acompaña al primero en la migración debido a la acción de las fibras transeptales; sin embargo este movimiento es descontrolado y puede provocar una malposición del segundo molar.

2.-Utilizar el DKL como dispositivo de anclaje para traccionar las piezas posteriores.

Con el arco instalado hasta el segundo molar, se colocan módulos elásticos desde la segunda ansa hasta el hook del primer molar, tensionándolos pero sin que lleguen a producir una apertura de las ansas del DKL.

Al traccionar el módulo elástico, se genera una alta carga sobre el molar, que sufrirá una inclinación hacia mesial. Como este módulo se degrada con el transcurso de los días, la carga disminuye y permite la recuperación de su correcta inclinación.

Aquí el arco DKL no trabaja como muelle, no se abren las ansas, sino que estas actúan como un poste para el anclaje de los módulos, y se está utilizando un concepto de mecánica de deslizamiento del sector posterior para el cierre de espacio.

El segundo molar acompaña al primero en su movimiento mesial por efecto de las fibras transeptales, pero a veces pueden crearse pequeños diastemas entre los molares, que se cerrarán mesializando el segundo molar de la misma forma que el primero.

Estos módulos elásticos deben ser reemplazados cada tres semanas para conseguir un buen cierre de espacios. Cambiarlos con demasiada frecuencia provocaría un exceso de inclinación del molar que dificultaría su desplazamiento mesial. Además como en casi todas las maniobras ortodóncicas, el exceso en la magnitud y/o en la frecuencia de la activación puede provocar movimientos parásitos e indeseados que entorpecen el objetivo de pérdida de anclaje.

3.-Movimiento individual de las piezas posteriores mediante muelles de espiras abiertas ubicados por distal del diente a mesializar. Con esta mecánica se presiona en primer lugar el segundo premolar, si la extracción realizada fue la del primero, y luego el primer molar.

Por último se consolidara toda la arcada desde un primer lugar a su homólogo del lado opuesto con ligadura continua de acero, y se traccionará el segundo molar con módulos de resortes de espiras cerradas o cadena elástica.

Arcada inferior **Retrusión**

Debido a la morfología del reborde alveolar inferior, el movimiento de retrusión factible en esta arcada es de retroinclinación o retrusión sin torque.

Esta característica crea la necesidad de eliminar los cantos del arco en la sección anterior de los DKL, en los casos que requieran una retrusión de cierta magnitud. Para realizar pequeños movimientos no será necesaria esta modificación.

Si se requiere un control vertical de los incisivos evitando su extrusión, se trabajara con retroligadura. Los casos que no necesiten este control o en los que se deban realizar retrusiones de escasa magnitud pueden trabajarse con tracción distal del arco.

Anclaje máximo

Al igual que en la arcada superior los sectores posteriores de la arcada inferior ofrecen un anclaje mayor que el sector anterior cuando se exponen a la activación del DKL. Pero en la arcada inferior, la diferencia del anclaje posterior dada por las áreas radicales expuestas al movimiento en relación al anterior, es todavía mayor que en la arcada superior. Los molares inferiores poseen grandes raíces que se oponen al movimiento, mientras que los incisivos tienen las raíces más pequeñas de la boca.

Esta diferencia de anatomía radicular confiere a los sectores posteriores una estabilidad difícil de alterar.

Por otra parte, las características anatómicas del reborde alveolar inferior, estrecho y con poco hueso esponjoso marca la otra gran diferencia en el anclaje.

Debido a su torque radiculovestibular, en la arcada inferior las raíces de los molares se encuentran en íntima relación con la cortical vestibular, muy engrosada por la línea oblicua externa. Estas características configuran un anclaje natural que es mayor aun en los pacientes braquifaciales.

La utilización de arcos DKL de calibre .019 x.025 permite mantener o aumentar el torque negativo y refuerza las condiciones de ese anclaje.

Considerando estas características, es fácil comprender que la arcada inferior es muy apta para el logro de un efectivo anclaje máximo.

En los casos que tenemos planificado hacer una retrusión de incisivos con máximo anclaje bastará con prolongar el DKL hasta el segundo molar para su activación y se alcanzara el objetivo planificado.

Anclaje moderado

En un caso de anclaje moderado, deberíamos desarrollar una mecánica de máximo anclaje, hasta alcanzar los objetivos deseados para el segmento anterior (overjet) y luego cambiar el procedimiento a mínimo anclaje.

Creemos también adecuado cerrar los espacios estimulando la migración mesial de los molares desde un primer momento, activando el DKL desde el primer molar, y después de lograr la retrusión deseada, utilizar los mecanismos para la mesialización del molar.

Anclaje mínimo

En los casos en que se planifica anclaje mínimo generalmente el diente extraído es el segundo premolar. En la arcada inferior, se hace necesaria una preparación previa de los sectores posteriores con el objeto de facilitar la pérdida de anclaje.

Esto consiste en trabajar previamente a la activación del DKL con arcos con un leve torque positivo en el sector posterior. Se llevan así las raíces a la zona esponjosa.

Esta preparación del torque es especialmente importante en el paciente braquifacial que presenta naturalmente un gran anclaje cortical.

Debido a la precariedad de la estabilidad del segmento anterior, no es conveniente utilizarlo como unidad de anclaje. Un procedimiento de pérdida de anclaje posterior basado en este criterio, consiste en la utilización de muelles espirales abiertos que se colocarán entre el tubo del primer molar y el bracket del segundo premolar cuando estuviese presente, y posteriormente entre ambos molares.

Otra forma de manejar el anclaje es dada las características topográficas de la mandíbula, es conveniente dar al sector posterior del arco, por distal de las ansas, un leve torque positivo para alejar las raíces de la cortical vestibular y facilitar la migración mesial de estas piezas.

Es conveniente también aumentar la resistencia al desplazamiento del sector anterior. Esto se podrá realizar utilizando un arco DKL de mayor calibre (.012 x.025).

En este caso se desgastan los cantos del sector posterior del arco para disminuir el anclaje de los molares y facilitar el movimiento mesial.

Activación unilateral del arco DKL

Existen alternativas clínicas en las cuales es necesario realizar una maniobra asimétrica de cierre de espacios, y requieren por lo tanto la activación unilateral del arco DKL.

Esto sucede cuando el espacio se encuentra solo en una hemiarcada, como consecuencia de una extracción unilateral o cuando, habiendo realizado dos extracciones, por asimetrías de la arcada nos encontramos al promediar la segunda fase con espacio solo en una hemiarcada.

En otros casos existiendo espacios bilaterales, persiste una desviación de la línea media que es prioritario corregir en el primer momento del cierre de espacios.

El arco debe estar instalado siguiendo las indicaciones de rutina, pero se abrirán las ansas solo del lado donde se requiere su acción, con la activación que sea conveniente.

Del lado contralateral, el arco deberá ajustarse por distal del tubo para impedir el desplazamiento del arco en las ranuras hacia el lado activado.

Si esto sucediera, se pierde el efecto hasta que se produzca el contacto de alguna de las ansas con un bracket. El arco quedará descentrado, afectara la forma general de la arcada y se derivarán fuerzas a determinadas piezas por el contacto ansa-bracket, que provocarán movimientos indeseados.

Control de las arcadas durante el cierre de espacios

El clínico debe manipular las arcadas de forma tal, que pueda conseguir lo más rápidamente la clase I canina. Esto significa que puede trabajar indistintamente la arcada superior o la inferior en diferentes tiempos mecánicos, pero debe controlar el movimiento con la finalidad de obtener lo antes posible la relación canina.

En cualquier caso sea este clase I dentaria con cuatro extracciones o en las clases II con extracciones superiores solamente, la secuencia mecánica es independiente en cada arcada. No es necesario que exista una correlación en las secuencias de arcos superiores e inferiores pero a la hora de cerrar los espacios remanentes es prioritaria la obtención de la Clase I canina.

En ocasiones, para lograr este objetivo es necesario detener el trabajo, en una de las arcadas. Solo cuando los canino están en clase I y las líneas medias centradas, continuamos el cierre de espacios de forma simétrica y coordinada, teniendo la precaución de no perder esta relación canina durante la maniobra.

Una vez garantizada una correcta relación canina los objetivos oclusales funcionales estarán prácticamente alcanzados.

Activaciones adicionales para el control de la nivelación de la arcada

Independientemente de las activaciones destinadas al cierre de los espacios, pueden realizarse también con este mismo arco, otras destinadas a evitar la extrusión y verticalización del grupo incisivo.

Con esta finalidad, se ligan entre si las ansas de ambos lados del arco. Esto produce un efecto de intrusión y aumento del torque positivo en el grupo incisivo.

Debe mantenerse la tracción del arco mediante el dobléz distal.

Si se hiciera solo el ligado de las ansas, sin el agregado de esta tracción distal, el efecto obtenido sería una proinclinación de los incisivos y se abrirían diastemas por detrás de los incisivos laterales.⁴²

4.4 Justificación

Un nivel de fuerza óptimo dentro de los límites biológicos del ligamento periodontal es necesario para el control de la cantidad y calidad del movimiento dental, ya sea individual o en grupo. Es importante también para el control del anclaje que está íntimamente relacionado con las necesidades estéticas y funcionales del paciente así como para la salud de la articulación temporomandibular ya que el estricto control del anclaje nos permitirá la obtención de las correctas relaciones de clase I tanto de canino como de molares garantizando así la protección de grupo y la estabilidad del tratamiento.

4.5 Diseño

-**Tipo de estudio:** Experimental, Transversal, Prospectivo, Analítico.

-**Universo del estudio:**

Resortes de cierre Double Key Loop (DKL)

Resortes de cierre Double T Loop (DTL)

-**Tipo(s) de muestra:** No probabilístico conveniente

-Criterios de inclusión:

Resortes de cierre Double Key Loop (DKL) con medidas de 6mm de altura por 5mm de ancho elaborados de TMA y SS 0.019 X0.025

Resortes de cierre Double T Loop (DTL) con medidas de 6mm de altura por 5mm de ancho elaborados de TMA y SS 0.019 X0.025

-Criterios de exclusión: Resortes que no cumplan con las medidas establecidas

-Criterios de eliminación: Aquellos resortes que se deformen durante la prueba

Aquellos resortes que pierdan sujeción de la probeta de acrílico

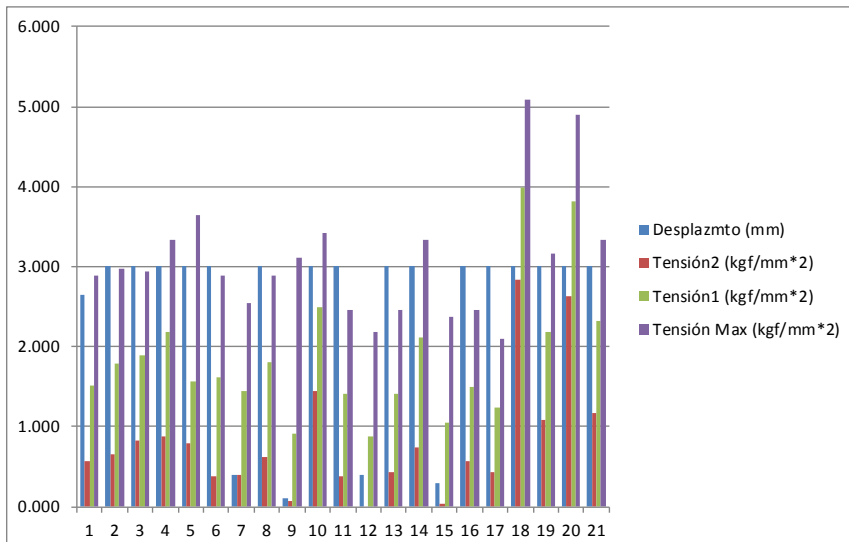


Hoja de cedula o recolección de datos

Electrónica a través de un disquet de 3/2 donde el instrum recopila los datos automáticamente

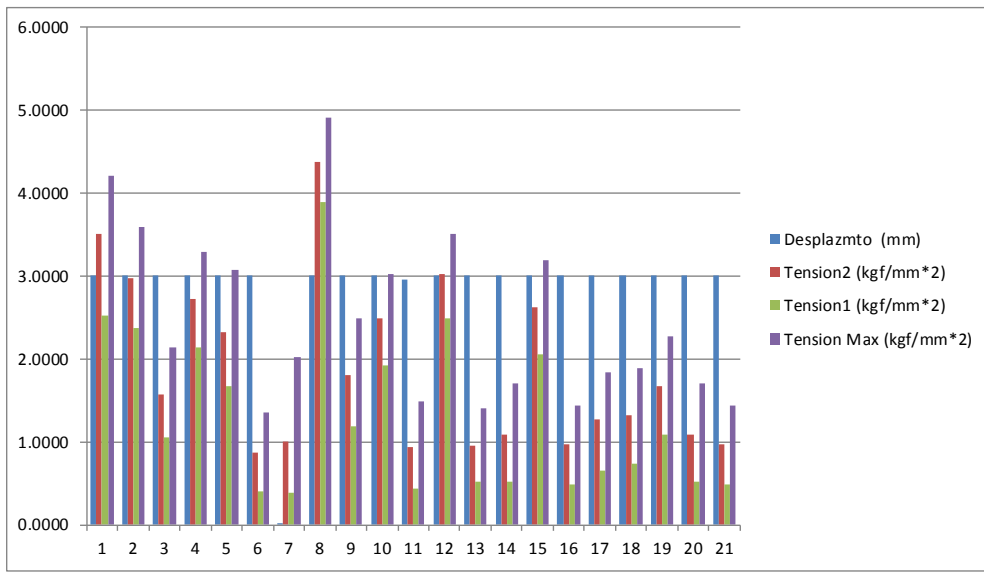
ACERO DKL

Probeta	Desplazmto (mm)	Tensión2 (kgf/mm*2)	Tensión1 (kgf/mm*2)	Tensión Max (kgf/mm*2)
1	2.640	0.569	1.519	2.891
2	3.000	0.657	1.789	2.978
3	3.000	0.825	1.887	2.935
4	3.000	0.870	2.19	3.328
5	3.000	0.788	1.564	3.635
6	3.000	0.384	1.621	2.891
7	0.400	0.402	1.445	2.540
8	3.000	0.613	1.798	2.891
9	0.100	0.078	0.9204	3.110
10	3.000	1.436	2.498	3.417
11	3.000	0.388	1.402	2.453
12	0.400	0.052	0.8777	2.190
13	3.000	0.431	1.406	2.453
14	3.000	0.745	2.106	3.328
15	0.300	0.044	1.052	2.365
16	3.000	0.563	1.493	2.453
17	3.000	0.438	1.23	2.102
18	3.000	2.840	3.99	5.081
19	3.000	1.085	2.19	3.154
20	3.000	2.628	3.812	4.905
21	3.000	1.176	2.321	3.328



ACERO DTL

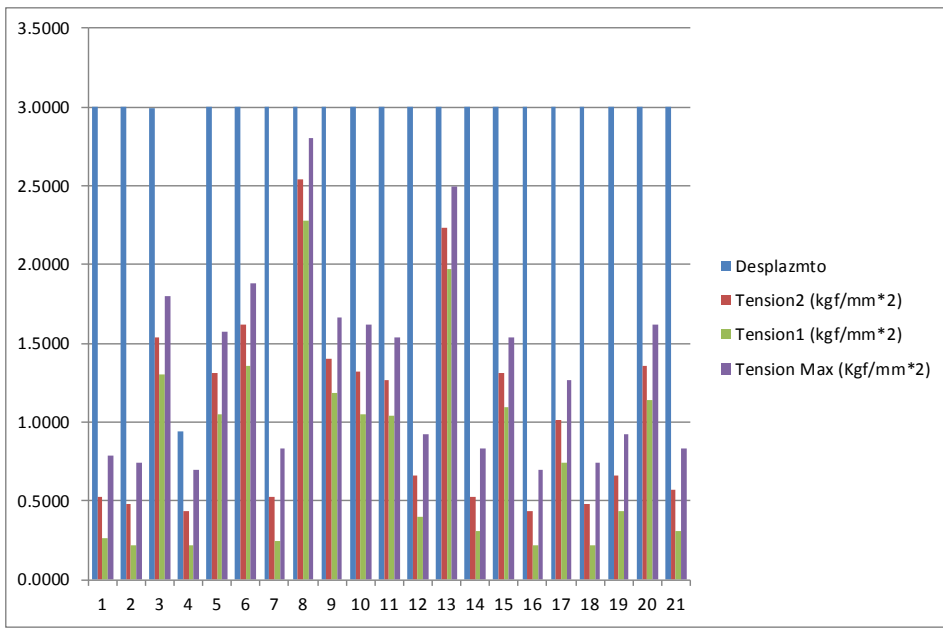
Probeta	Desplazmto (mm)	Tension2 (kgf/mm*2)	Tension1 (kgf/mm*2)	Tension Max (kgf/mm*2)
1	3.0000	3.5040	2.5310	4.206
2	3.0000	2.9780	2.3650	3.593
3	3.0000	1.5770	1.0510	2.146
4	3.0000	2.7160	2.1460	3.286
5	3.0000	2.3240	1.6640	3.066
6	3.0000	0.8760	0.3942	1.358
7	0.0100	1.0070	0.3836	2.015
8	3.0000	4.3800	3.8980	4.905
9	3.0000	1.8000	1.1830	2.497
10	3.0000	2.4980	1.9270	3.022
11	2.9600	0.9405	0.4380	1.489
12	3.0000	3.0220	2.4970	3.505
13	3.0000	0.9580	0.5256	1.402
14	3.0000	1.0950	0.5194	1.708
15	3.0000	2.6280	2.0520	3.198
16	3.0000	0.9663	0.4818	1.446
17	3.0000	1.2700	0.6570	1.840
18	3.0000	1.3140	0.7446	1.883
19	3.0000	1.6640	1.0860	2.278
20	3.0000	1.0950	0.5256	1.708
21	3.0000	0.9636	0.4818	1.446





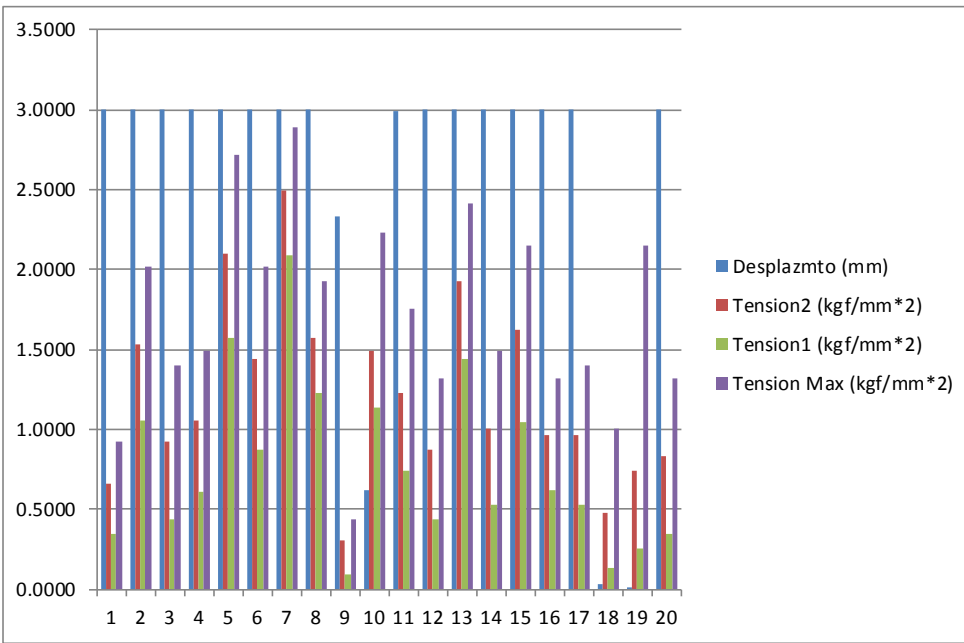
TMA DTL

Probeta	Desplazmto	Tension2 (kgf/mm*2)	Tension1 (kgf/mm*2)	Tension Max (Kgf/mm*2)
1	3.0000	0.52560	0.26280	0.78840
2	3.0000	0.48180	0.21900	0.74470
3	2.9900	1.53300	1.30500	1.79600
4	0.9400	0.43800	0.21900	0.70090
5	3.0000	1.31400	1.04500	1.57700
6	3.0000	1.62100	1.35800	1.88300
7	3.0000	0.52560	0.24790	0.83210
8	3.0000	2.53900	2.27800	2.80300
9	3.0000	1.40200	1.18300	1.66500
10	3.0000	1.31800	1.05100	1.62000
11	3.0000	1.27000	1.04400	1.53300
12	3.0000	0.65700	0.39420	0.91990
13	3.0000	2.23400	1.97100	2.49700
14	3.0000	0.52920	0.30580	0.83210
15	3.0000	1.31400	1.09500	1.53300
16	3.0000	0.43800	0.21900	0.70090
17	3.0000	1.01200	0.74460	1.27000
18	3.0000	0.48180	0.21900	0.74470
19	3.0000	0.66120	0.43800	0.91990
20	3.0000	1.35800	1.13900	1.62000
21	3.0000	0.56940	0.30660	0.83210



TMA DKL

Probetas	Desplazmto (mm)	Tension2 (kgf/mm*2)	Tension1 (kgf/mm*2)	Tension Max (kgf/mm*2)
1	3.0000	0.6570	0.3504	0.9199
2	3.0000	1.5330	1.0510	2.0150
3	3.0000	0.9198	0.4380	1.4020
4	3.0000	1.0510	0.6045	1.4890
5	3.0000	2.1020	1.5770	2.7160
6	3.0000	1.4450	0.8760	2.0150
7	3.0000	2.4970	2.0930	2.8910
8	3.0000	1.5770	1.2260	1.9270
9	2.3300	0.3066	0.0876	0.4379
10	0.6200	1.4910	1.1390	2.2340
11	2.9900	1.2260	0.7446	1.7520
12	3.0000	0.8770	0.4380	1.3140
13	3.0000	1.9270	1.4450	2.4090
14	3.0000	1.0070	0.5256	1.4890
15	3.0000	1.6210	1.0410	2.1460
16	3.0000	0.9636	0.6231	1.3140
17	3.0000	0.9639	0.5256	1.4020
18	0.0300	0.4818	0.1314	1.0070
19	0.0100	0.7446	0.2566	2.1460
20	3.0000	0.8322	0.3440	1.3140



-Descripción general del estudio

Introducción

Al utilizar arcos de cierre de espacios es importante conocer la magnitud de las fuerzas cuando estos se activan.

Cuando los arcos de cierre no se activan de manera apropiada pueden causar efectos adversos. Establecer los niveles de fuerza que insertan los arcos de cierre DKL Y DTL por milímetro de activación.

Objetivo general

Determinar la fuerza generada por mm de activación con DKL y DTL.

Metodología

Diseño: Experimental, transversal, prospectivo, analítico.

Muestra: 80 arcos de cierre de 2 diferentes diseños (DKL, DTL) elaborados de acero inoxidable 0.019 x 025 y TMA 0.019 X 025.

Se medirá la fuerza generada por 80 arcos de retracción al activarse 1mm, 2mm y 3mm con la máquina Instrom.

Resultados

1._ Los resultados y las pruebas estadísticas muestran que no hay diferencia ni en material ni en diseño a 1mm de activación, con un rango de fuerza de .550 a 1.123 grs y una media de .836 grs.

3._La muestra de activación a 3mm género tanta fuerza que deforma los resortes permanentemente.

4. Por lo tanto la aplicación a 1mm se puede usar indistintamente por diseño y por material, aunque generan un nivel de fuerza superior al ideal.

Conclusiones

La autoría de este trabajo recomiendan que se utilice cualquiera de estos resortes pero que se active solo .5mm.

Se recomienda también que ambos diseños se activen desde el loop distal hasta el hook del molar con ligadura de alambre como recomienda Gregoret.

Por el contrario en la activación a 2mm se muestra diferencia significativa en el nivel de fuerza en material y en diseño, siendo el resorte que género menor fuerza el DTL de TMA, con una media de 1.082 grs y un rango de fuerza de .795 a 1.369.

-Cronograma y línea del tiempo

TESIS DE POSGRADO DE ORTODONCIA			
	Diciembre-2013	Enero-2014	Febrero-2014
ELABORACIÓN DE PROTOCOLO	10		
RECOPIACION DE DATOS, ANALISIS Y ORDENACION DE DATOS		10	
REDACCION Y REPRESENTACION DEL TRABAJO			28

-Variables

Independientes

Geometría de dobléz

Material del alambre

Milímetros de activación

Dependiente: Fuerza generada por cada resorte de cierre por milímetro de activación

TIPO	VARIABLE	DEFINICION CONCEPTUAL	OPERATIVA	NIVEL DE MEDICION	ANALISIS ESTADISTICO
INDEPENDIENTE	Aleación	Mezcla sólida homogénea de 2 o más metales o de 1 o más metales con algunos elementos no metálicos. Para su fabricación en gral se mezclan los elemento llevándolos a temperaturas tales que sus componentes se fundan	TMA ACERO INOXIDABLE	NOMINAL	PORCENTAJE
INDEPENDIENTE	Geometría del loop	Diseño de arcos de cierre	DKL DTL	Nominal	Porcentaje
INDEPENDIENTE	Cantidad de activación	Cantidad en mm que se activará en cada uno de los arcos de cierre	1,2,3mm	Ordinal	Porcentaje
DEPENDIENTE	Fuerza generada por mm de activación	Carga aplicada sobre un objeto que tendera a desplazarlo a una posición diferente en el espacio	Gramos	Cuantitativa	Promedio ANOVA



Análisis de datos:

PRUEBAS NO PARAMÉTRICAS
U DE MANN WHYNEY = T STUDENT
KRUSKAL-WALLIS = A NOVA
P<0.05

4.6 Recursos

-Humanos: Se reunieron los instrumentos de trabajo y la operadora realizo sobre una mesa los dobleces requeridos, verificando que sus dimensiones fueran las correctas.

-Materiales:

Con la pinza Marcotte que se compone de dos puntas redondas de diferentes diámetros se realizaron 80 resortes de cierre.

Cada resorte presenta las siguientes medidas:

Altura: 6mm

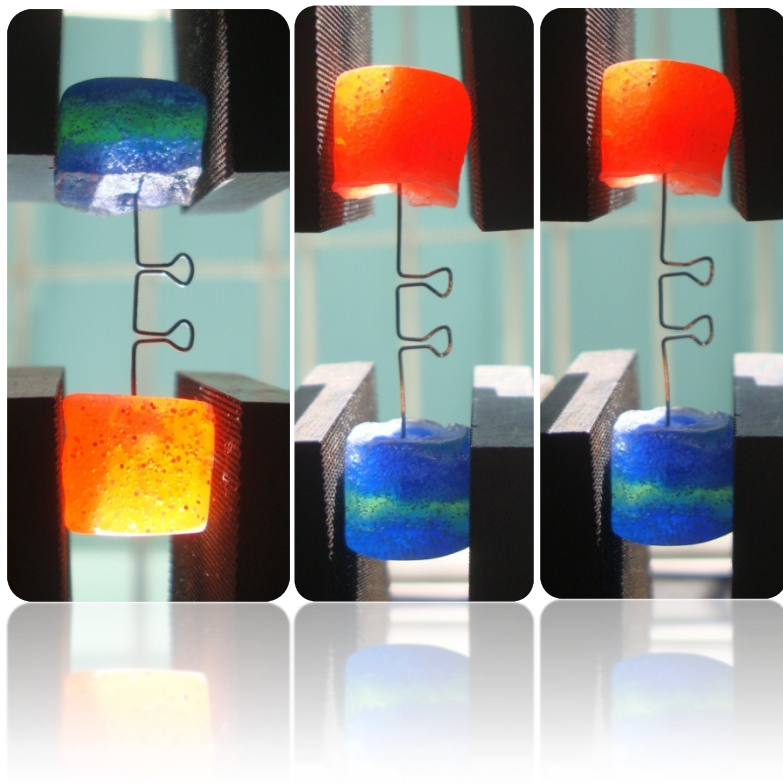
Ancho:5mm



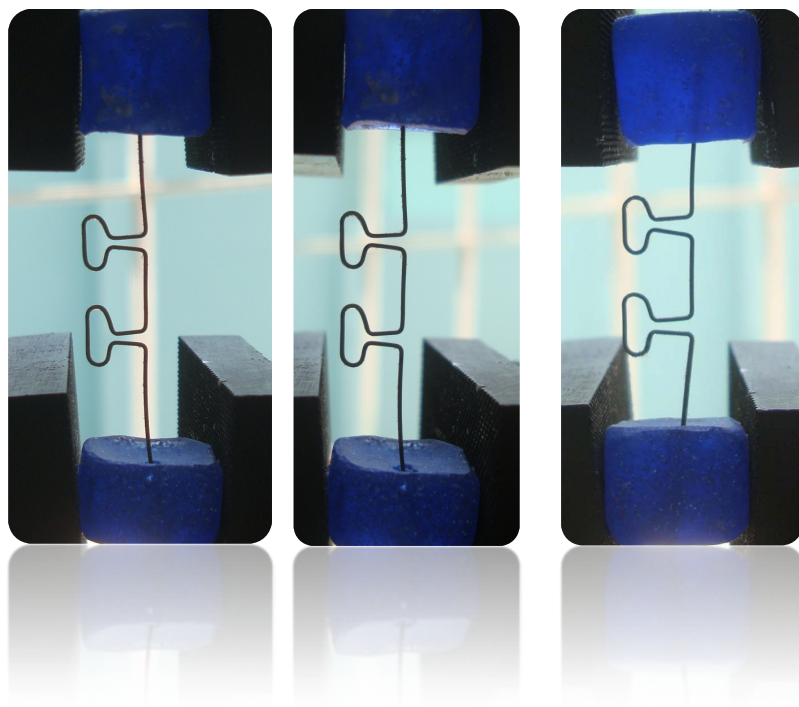
Se medirá la fuerza generada por 80 arcos de retracción al activarse 1mm, 2mm y 3mm con la máquina Instron.

Instron 4465 a una velocidad de cruceta de 5.4000 mm/





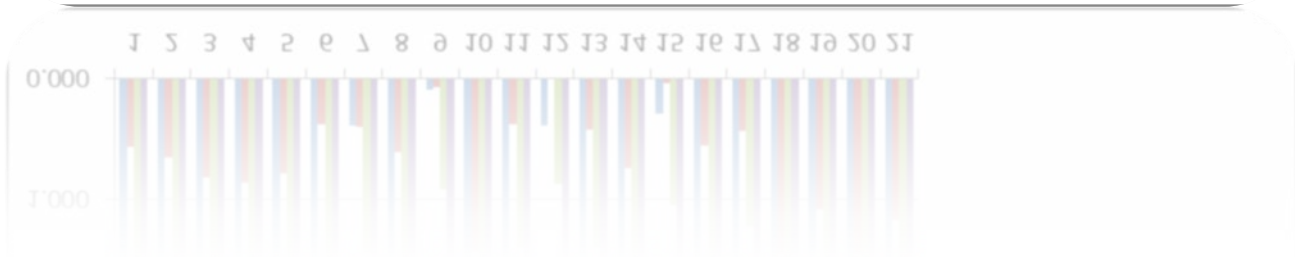
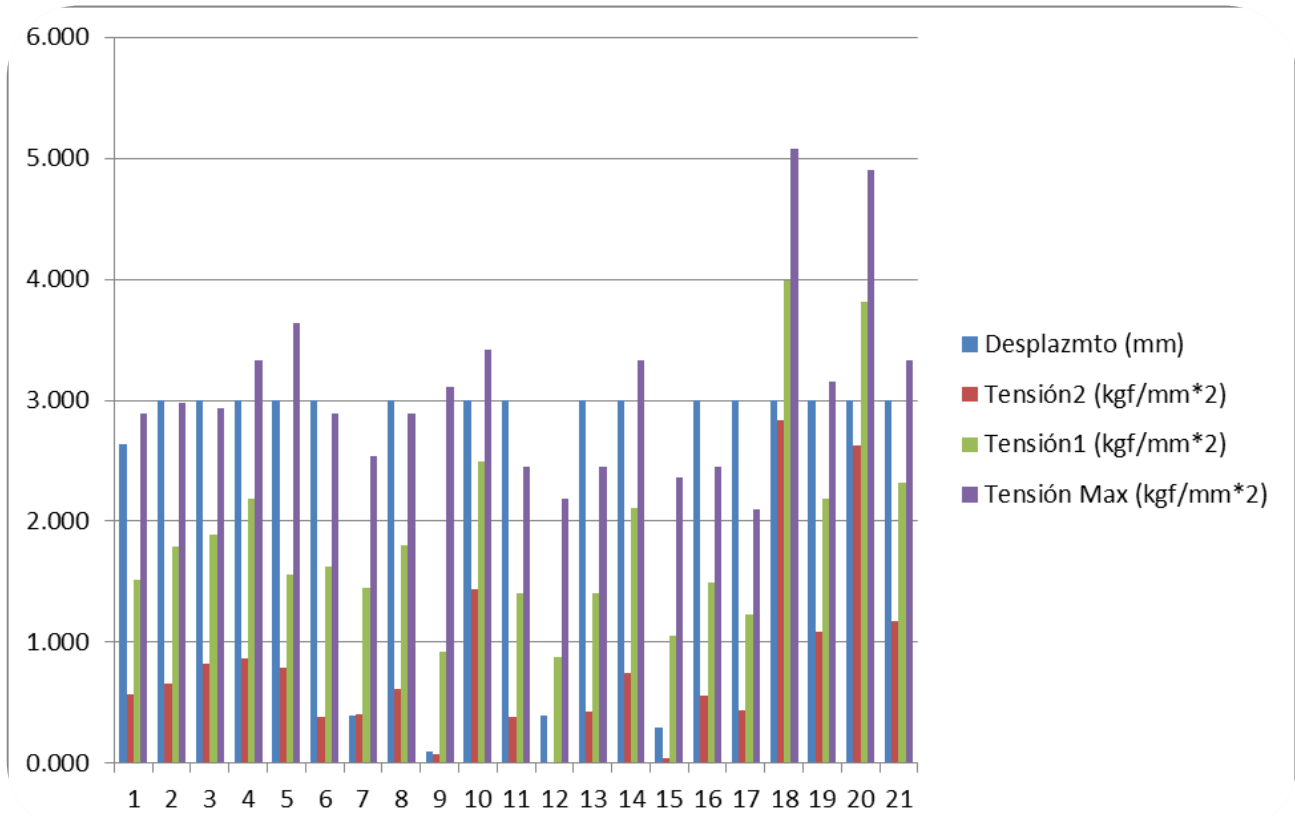
TMA DKL



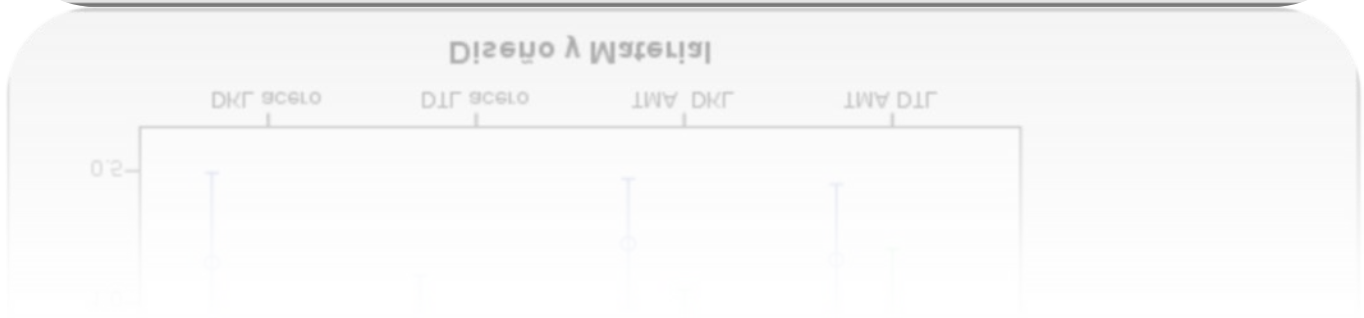
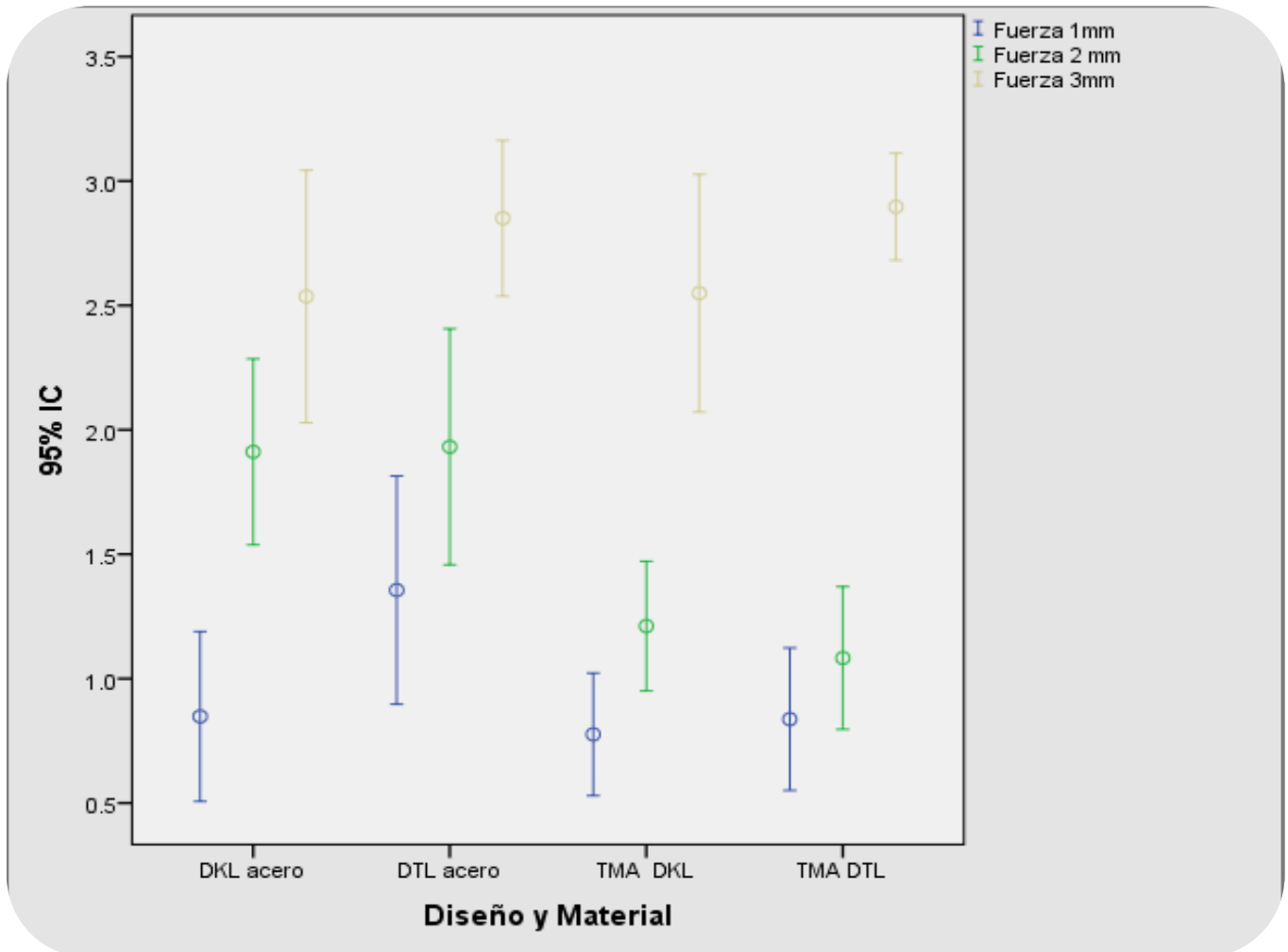
TMA T

-Capítulo 3 Resultados

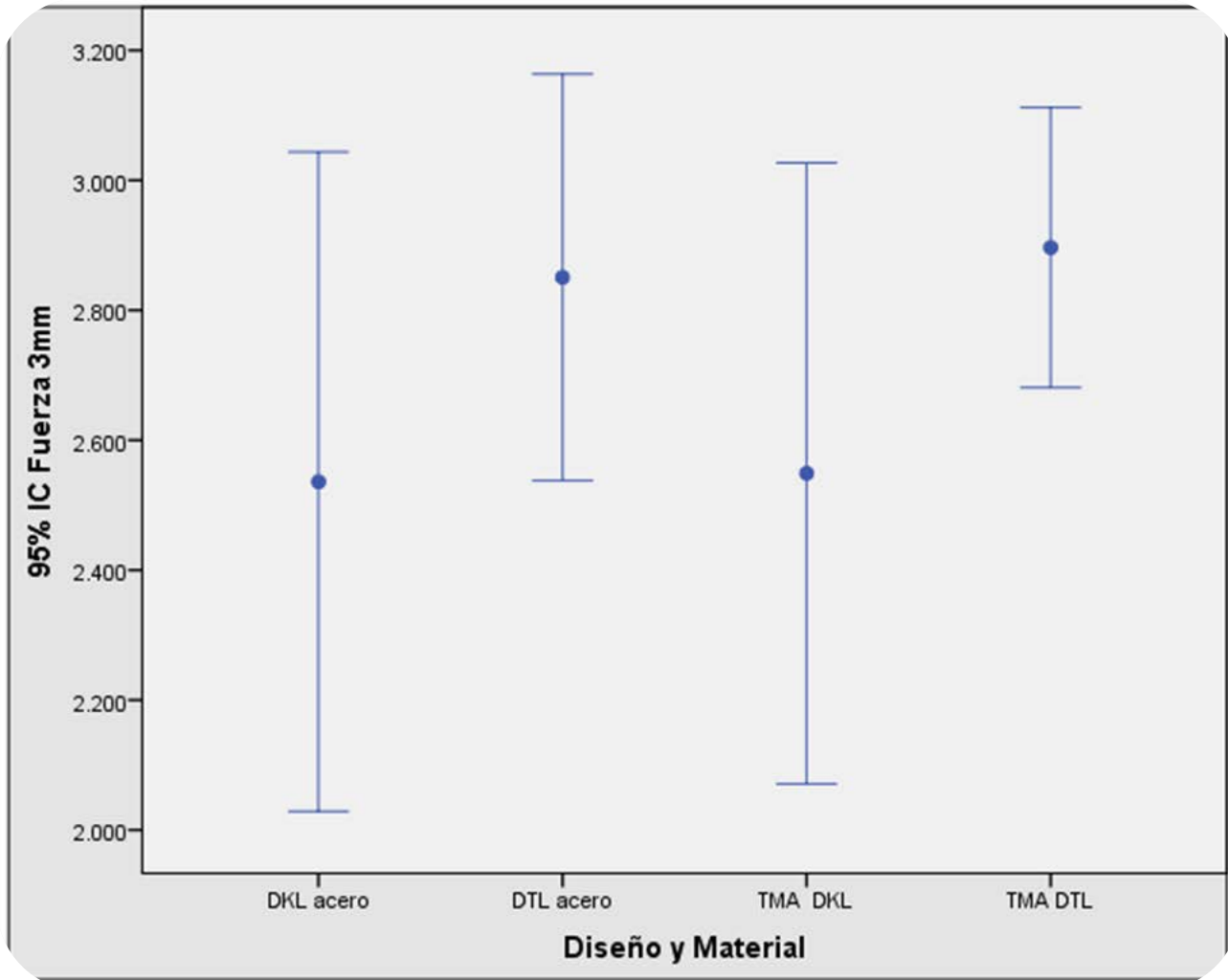
ACERO DKL



GRAFICA U DE MANN WHITNEY



3MM



Resumen de prueba de hipótesis

	Hipótesis nula	Test	Sig.	Decisión
1	La distribución de Fuerza 1mm es la misma entre las categorías de Diseño y Material.	Prueba Kruskal-Wallis de muestras independientes	.166	Retener la hipótesis nula.
2	La distribución de Fuerza 2 mm es la misma entre las categorías de Diseño y Material.	Prueba Kruskal-Wallis de muestras independientes	.000	Rechazar la hipótesis nula.
3	La distribución de Fuerza 3mm es la misma entre las categorías de Diseño y Material.	Prueba Kruskal-Wallis de muestras independientes	.282	Retener la hipótesis nula.

Se muestran las significancias asintóticas. El nivel de significancia es .05.

Se muestran las significancias asintóticas. El nivel de significancia es .05.

3	La distribución de Fuerza 3mm es la misma entre las categorías de Diseño y Material.	Prueba Kruskal-Wallis de muestras independientes	.282	Retener la hipótesis nula.
---	--	--	------	----------------------------

Conclusiones

- 1._ Los resultados y las pruebas estadísticas muestran que no hay diferencia ni en material ni en diseño a 1mm de activación, con un rango de fuerza de .550 a 1.123 grs y una media de .836 grs.
- 2._La muestra de activación a 3mm género tanta fuerza que deforma los resortes permanentemente.
3. Por lo tanto la aplicación a 1mm se puede usar indistintamente por diseño y por material, aunque generan un nivel de fuerza superior al ideal.

Discusión

Todos los resortes elaborados con acero inoxidable generan niveles de fuerza superiores a los elaborados con TMA, independientemente del diseño. Estos resultados concuerdan con los obtenidos por Bello y Flores, así como los obtenidos por Guimaraes y cols. En el 2009.

Los resultados obtenidos no concuerdan con las recomendaciones realizadas por Burstone(EJO 2009) en las que establece que los resortes en T deben elaborarse en TMA para producir una fuerza que va a fluctuar alrededor de 300 grs.

Recomendaciones

La autoría de este trabajo recomiendan que se utilice cualquiera de estos resortes pero que se active solo .5mm.

Se recomienda también que ambos diseños se activen desde el loop distal hasta el hook del molar con ligadura de alambre como recomienda Gregoret.

Por el contrario en la activación a 2mm se muestra diferencia significativa en el nivel de fuerza en material y en diseño, siendo el resorte que género menor fuerza el DTL de TMA, con una media de 1.082 grs y un rango de fuerza de .795 a 1.369.

1._ Los resultados y las pruebas estadísticas muestran que no hay diferencia ni en material ni en diseño a 1mm de activación, con un rango de fuerza de .550 a 1.123 grs y una media de .836 grs.

3._La muestra de activación a 3mm género tanta fuerza que deformato los resortes permanentemente.

4. Por lo tanto la aplicación a 1mm se puede usar indistintamente por diseño y por material, aunque generan un nivel de fuerza superior al ideal.

BIBLIOGRAFIA

- 1.-Guimaraes MB, Westphalen GH,Guimaraes MB, Hirakata LM. Evaluation on tensil strength of different configurations of orthodontic retraction loops for obtaining optimizad forces. Baltic Dental an Maxilofacial Journal. 2009;11(2): 66-69
- 3.-Halazonetis DJ. Design and test orthodontic loops using your computer. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1997; 111(3): 346-348.
- 4.-Iwasaki LR, Haack JE, Morton J.Human tooth movement in response to continuous magnitude. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2000;117:175-183.
- 5.-Storey E, Smith R.Force in orthodontics and the its relation to tooth movement. Australian Journal of Dentistry. 1952;56:11-18.
- 6.-Reitan K, Kuvam E. Comparative behavior of human and animal tissue during experimental tooth movement. Angle Orthodontist. 1971;41:1-14.
- 7._ Maltha JC, VanLeeuwen EJ, Dijkman GE, Kuijpers-Jagtman AM. Incidence and severity of root resorption in ortodontically move premolars in dog. Orthodontics and craniofacial research. 2004; 7:115-121.
- 8._Von BÖl M,Kuijpers-Jagtman AM.Hyalinization during orthodontic movement: a systematic review on tissue reactions. European Journal of Orthodontics. 2009; 31:30-36.
- 9.-Krishnan V, Davidovitch Z. Cellular molecular and tissue-level reactions to orthodontic force. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 2006, 126: 469
- 10.-Masella RS, Meister M.Current concepts in the biology of orthodontic tooth movement. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 2006, 129: 458-468.
- 11.-Meikle MC. The tissue, cellular, molecular regulation of orthodontic tooth movement: 100 year after sandstedt. European Journal of Orthodontics. 2006; 28: 221-240.
- 12.-Wise GE, King GJ. Mecanismos of tooth eruption and orthodontic tooth movement Journal of dental research. 2008;87:414-434.
- 13.-VonBöhl M,Maltha JC, Von Den Hoff JW.Changes in the periodontal ligament after experimental tooth movement using high and low continuous forces in Beagle dogs. Angle Orthodontics. 2004;74: 16-25.

- 14.- Kohno T, Matsumoto Y, Kanno Z, Warita H, Soma K. Experimental tooth movement under light orthodontics forces: Rates of tooth movement and changes of the periodontium. *Journal of Orthodontics*. 2002; 29: 129-135.
- 15.-Kuroi J, P Franke, D Lundgren, P Owman-Moll. Force Magnitude applied by orthodontists. An inter-and-intra individual study. *European Journal of Orthodontics*. 1996;18:69-75
- 16.-Siatkowski RE. Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification. *American Journal Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1997;112:393-402.
- 17._Ferreira MA, Torino de Oliveira F, Ignacio SA, Borges PC. Experimental force definition system for a new orthodontic retraction spring. *Angle Orthodontic* 2005;75(3):368-377.
- 18._Swartz AM. Tissue changes incident to orthodontic tooth movement. *International Journal of orthodontic*. 1932;18:331-352.
- 19._Openheim A. Human tissue response to orthodontic intervention of short and long duration. *American Journal of Orthodontic and Oral Surgery*, 1942; 28: 263-301.
- 20._Reitan K. Clinical and histological observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontic and Oral Surgery*, 1942; 28:263-301.
- 21.Ren Y, Maltha JC, Kujipers-Jagtman AM. Optimum Force Magnitude for Orthodontic Tooth Movement: A systematic literature review. *Angle Orthodontists*. 2003;73:86-92.
- 22._ Smith R, Storey E. The importance of force in orthodontics. *Australian Dental Journal*.
- 23._Ferreira MA. The wire material and cross-section effect on double delta closing loops regarding load and spring rate magnitude. An in vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1999; 115: 275-282
- 24._Lee B. Relationship between tooth movement rate and estimated pressure applied. *Journal Dental Research*. 1965; 44: 1053.
- 25._John E. Relative stiffness of beta titanium archwires. *Angle Orthodontic* 2003;73:259-269.
- 26._Kusy RP. A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. *The Angle Orthodontist*. 1997;67(3): 197-208.
- 27._Yang WS, Kim BH, Kim Y.H. A study of the regional load deflection rate of multiloop edgewise arch wire. *Angle Orthodontists*. 2007;71:103-109.

- 32._ Samuels RH, Mair LH. A comparison of the rate of space closure using a nickel titanium spring an elastics modul: a clinical study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1993; 103: 464-467.
- 33._Lane DF Nikolai RJ. Effects of stress relief on the mechanical properties of orthodontic wire loops. Angle Orthodontists. 1980; 50(2): 139-145.
- 34._Chen J, Markham DL,Katona TR. Effectos of T loop geometry on its forces and moments. Angle Orthodontist 2000; 70:48-51.
- 35._Faulkner MG,Lipsett AW, El-Rayes K, Heberstock DL. On the use of vertical loops in retraction system. American Journal of Orthodontics and dentofacial Orthopedics. 1991:99(4): 328-336.
- 36._Braun S,Garcia JL. The gable bend revisited. American Journal of Orthodontics and dentofacial Orthopedics. 2002;122:523-527.
- 37._Braun S. Marcotte MR. Rationale of the segmented approach to orthodontic treatment American Journal of Orthodontic and dentofacial Orthopedics. 1995;108: 1-8.
- 38._Burstone CJ,Steenbergen E. Modem edgewise mechanics and the segmented arch technique. University of Connecticut health center. 1995.
- 39._Yang TY, Baldwin JJ.Analisis of space closing springs in orthodontics. Journal of biomechanics. 1974;7:21-28.
- 40._Gjessing P. Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine retraction spring. American Journal of Orthodontics.1985;87:353-362.
- 41.-Bench RW,Gugino CF,Hilgers JJ. Bioprogressive therapy. Journal of Clinical orthodontics. 1978; 12:123-139.
- 42._Gregoret J. Tuber E, Escobar H. El tratamiento ortodoncico con Arco Recto.2003; 341: 147-188.