



**UNIVERSIDAD POPULAR AUTONOMA DEL
ESTADO DE PUEBLA**

Protocolo

**“COMPARACIÓN DE LA DEGRADACIÓN DE
FUERZA GENERADA EN RETROLIGADURA
Y RESORTES DE NITI EN PACIENTES CON
EXTRACCIONES”**

Elaborada por:

• C.D. Karla Peña Toscano

Asesor: E.O. Alejandro Andrade Torres

Sentiembre. 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.

AGRADECIMIENTO

Agradezco en primer lugar a Dios por haberme dado la fuerza, perseverancia y constancia para poder alcanzar esta meta.

Le doy gracias a mis padres Cristina y Manuel por apoyarme en todo momento, por los valores que me han inculcado, y por haberme dado la oportunidad de tener una excelente educación en el transcurso de mi vida. Sobre todo por ser un excelente ejemplo a seguir. A mi hermano por ser parte de mi vida y representar la unidad familiar.

Gracias a mis profesores que este andar por la vida, influyeron con sus lecciones y experiencias en formarme como una persona de bien y preparada para los retos que pone la vida.

DEDICATORIA

Con todo mi cariño y amor para las personas que hicieron todo en la vida para que yo pudiera lograr mis sueños, por motivarme y darme la mano cuando sentía que el camino se terminaba, a ustedes por siempre mi corazón y mi agradecimiento.

Papá y Mamá

ÍNDICE

<i>Introducción</i>	1
CAPITULO I – PROTOCOLO DE TESIS	
1.1 <i>Planteamiento del problema</i>	2
1.2 <i>Hipótesis</i>	2
1.3 <i>Justificación</i>	2
1.4 <i>Objetivos</i>	3
1.5 <i>Diseño del estudio</i>	4
1.6 <i>Recursos</i>	7
CAPITULO II – ANTECEDENTES	
2.1 <i>Antecedentes generales</i>	8
2.1.1 <i>Movimiento dentario</i>	8
2.1.2 <i>Fuerza ortodoncica optima</i>	10
2.1.3 <i>Cierre de espacios</i>	13
2.2 <i>Antecedentes específicos</i>	16
2.2.1 <i>Elásticos</i>	16
2.2.2 <i>Ansas de cierre</i>	23
2.2.3 <i>Resorte cerrado de NiTi</i>	28
2.2.4 <i>Retroligaduras</i>	31
CAPITULO III – RESULTADOS	
3. <i>Resultados</i>	32
CAPITULO IV – DISCUSION Y CONCLUSION	
4.1 <i>Discusión</i>	35
4.2 <i>Conclusiones</i>	36
<i>Bibliografía</i>	37
<i>Anexos</i>	40

INTRODUCCION

La obtención de una terapia ortodóncica eficiente y eficaz se basa en un diagnóstico acertado y la buena respuesta biológica del paciente al diseño biomecánico propuesto por el ortodoncista, donde la selección de los materiales tiene un importante papel. El tratamiento ortodóncico se divide en diferentes fases, entre las cuales se encuentra el cierre de espacios.

El movimiento ortodoncico es la respuesta a la fuerza aplicada sobre los dientes a través de los brackets, resortes, retroligaduras, cadenas, etc. Los dientes se mueven por proceso de aposición y reabsorción ósea. Cuando la fuerza es excesiva, el ligamento periodontal presentara zonas con una presión excesiva, en las que la circulación sanguínea se torna lenta o nula, provocando la necrosis de las fibras periodontales o hialinización. A mayor cantidad de zonas hialinizadas será más lento el movimiento ortodoncico, debido a que hay anoxia en las células conjuntivas.

La fuerza generada por los sistemas de cierre de espacios depende no solo del propio dispositivo, sino también de la fuerza aplicada por los operadores clínicos. La literatura propone distintos sistemas de cierre de espacios, los cuales idealmente deben de cumplir con características como proporcionar una fuerza ligera y continua, preservar la integridad periodontal, y cerrar el espacio dentro de un mínimo de tiempo. Los sistemas de cierre más comunes incluyen: retroligadura, cadenas elásticas, arcos de cierre y resortes de níquel titanio (NiTi). En este estudio comparamos la pérdida de fuerza de dos sistemas: retroligadura VS resorte de NiTi.

El resorte de níquel titanio, con una acción ligera y continua, pueda tener algunas ventajas en mecánicas para el cierre de espacios y comparadas con la utilización de un módulo elástico que provee fuerzas intermitentes.

Es importante saber cuál de estas dos mecánicas tiene menor pérdida de fuerza entre cada activación y así proporcionar información al ortodoncista para una mejor elección en la práctica clínica.

CAPITULO I.- PROTOCOLO DE TESIS

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

El sistema de cierre de espacio ideal en un tratamiento ortodoncico debe tener una fuerza continua, preservar la integridad periodontal, y cerrar el espacio dentro de un mínimo de tiempo.⁶

Teniendo en cuenta esto se plantea el siguiente problema de investigación

¿Existe diferencia en la degradación de fuerza entre las retroligaduras y los resortes de NiTi?

1.2 HIPÓTESIS.

Los resortes de NiTi presentan una menor degradación de fuerza, siendo más continua, y constante a través de una activación prolongada en un ambiente húmedo oral en comparación con las retroligaduras.

1.3 JUSTIFICACIÓN.

Uno de los principales retos que enfrenta el ortodoncista es el de poder ejercer fuerzas ligeras y continuas a lo largo del tratamiento ortodoncico, de tal forma que no se comprometa la salud periodontal, así como la duración del tratamiento, actualmente la técnica más utilizada para el cierre de espacios de sitios de extracción es la mecánica de deslizamiento, la cual puede activarse mediante el uso de resortes de NiTi, o bien, por medio de retroligaduras, de tal forma que el conocimiento preciso del grado de duración y degradación de fuerza en el empleo de estos materiales, tiene un papel relevante en la duración del tratamiento y en el éxito del mismo.

1.4 OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL:

Comparar la degradación de fuerza generada por las retroligaduras y resortes de NiTi; en la exposición in vivo.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

1. Determinar la fuerza ejercida por una retroligadura a los 21 días después de estar activa a 200 gr durante una exposición prolongada a un ambiente oral.
2. Determinar la fuerza ejercida por un resorte de NiTi a los 21 días después de estar activa a 200 gr durante una exposición prolongada a un ambiente oral.
3. Comparar los resultados entre sí.

1.5 DISEÑO DEL ESTUDIO

Tipo de estudio: prospectivo, transversal y experimental

Universo de estudio: Pacientes que acuden a la clínica de ortodoncia de la UPAEP

Población: Muestra de población, pacientes de 18 a 25 años que asistieron en el periodo de enero 2014 a agosto 2014 y que cumplan con los criterios de inclusión de la investigación.

Tipo de muestra: Muestra no probabilística

Tamaño de la muestra: 58 cuadrantes dentarios.

CRITERIOS DE INCLUSIÓN.

- Pacientes en edades de 15 a 25 años
- Pacientes que hayan concluido la etapa de alineación y nivelación y estén listos para comenzar la tapa de cierre de espacios con arcos rectangulares de acero 0.017 x 0.025 con hook crimpable al arco entre lateral y canino.
- Pacientes que se les haya realizado extracciones de premolares.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.

- Pacientes que no hayan tenido extracciones de primeros premolares
- Pacientes que durante el cierre de espacio no cuenten con ninguno de los 2 aditamentos a valorar.
- Resortes con algún daño físico aparente

CRITERIOS DE ELIMINACIÓN.

- Pacientes que no se les haya realizado extracciones de primeros premolares
- Pacientes que no utilicen los aditamentos mencionados.
- Pacientes que tengan aparatología de autoligado.
- Pacientes que no asistan a sus citas.
- Resortes de NiTi que durante el estudio sufran cualquier tipo de daño.
- Retroligaduras que durante el estudio sufran algún tipo de daño

CEDULA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

(Véase anexo I)

- En ella se administraran todos los datos recolectados en cada cita.
- Se especifica el tipo de aditamento utilizado: retroligadura y resortes de NiTi.
- Se anota la fuerza inicial a la que es activado y la fuerza que sigue generando a los 21 días.

DESCRIPCION GENERAL DEL ESTUDIO

La investigación se llevó a cabo de la siguiente manera:

1. Se escogió un grupo de pacientes con tratamiento ortodoncico superior e inferior, en los cuales se les realizo extracciones de los premolares.
2. En todos los casos se colocaron brackets estándar o MBT slot 0.022 x 0.028.
3. El cierre de espacios se realizó con un arco de acero inoxidable de 0.017 x 0.025.
4. El resorte de NiTi y la retroligadura se activó a una fuerza de 200gr cada uno.
5. Estos se colocaron del hook del molar al hook crimpable al arco entre lateral y canino mediante ligadura metálica. (Fig. 4 y 5)
6. Con la ayuda del dontrix, se midió la fuerza ejercida a las 3 semanas después de cada activación.
7. Este procedimiento se realizó una cita mensual por 3 meses.
8. Los resultados fueron registrados en la cedula de recolección de datos y posteriormente graficados.

INSTRUMENTO.

1. Dontrix: instrumento para medir la fuerza ejercida por elastómeros y resortes. (Fig. 1)
2. Resorte de NiTi 6mm (Ormco) (Fig. 2)
3. Modulo elástico (TP) (FIG 3)
4. Arco 0.017 x 0.025 acero (Ormco)
5. Ligadura 0.09 (Ormco) (Fig. 2 y 3)
6. Hooks Crimpable (Ormo)
7. 1 pinza Mathieu
8. Cámara fotográfica digital CANON
9. Sistema de computo



Fig. 1 Dontrix

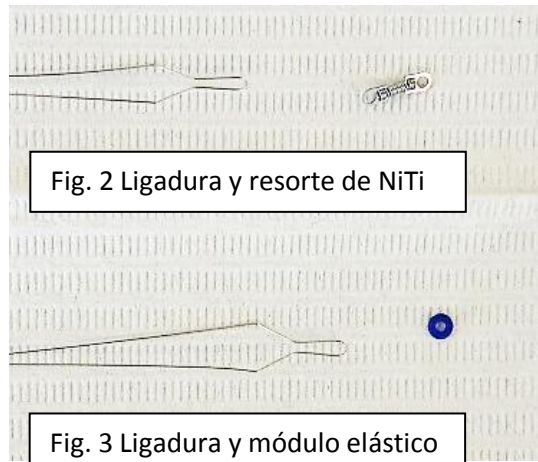


Fig. 2 Ligadura y resorte de NiTi

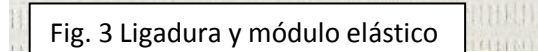


Fig. 3 Ligadura y módulo elástico



Fig. 4 Retroligadura



Fig. 5 Resorte de NiTi

Cronograma

Actividad	Enero	Febrero	Marzo	Abril	Mayo	Junio	Julio	Agosto	Septiembre	Octubre
Realización de protocolo	█									
Selección de pacientes		█	█	█						
Procedimiento clínico				█	█	█	█			
Recolección de datos				█	█	█	█			
Análisis de datos						█	█			
Elaboración preliminar								█		
Visto bueno									█	
Impresión									█	
Presentación de proyecto										█

VARIABLES.

- Fuerza ejercida: escala de medición en gramos

1.6 RECURSOS

- Humanos
 - Paciente
 - Residente de posgrado de ortodoncia
- Materiales
 - Cámara fotográfica digital Canon Rebel T2i con lente Canon 55mm.
 - Computadora HP Pavilion dm1 notebook PC con procesador ADM y sistema operativo Windows 7 Ultimate.
 - Espejo intraoral No. 5 de la marca Hu-Fridey.
 - Elásticos (TP)
 - Resorte de NiTi con ojal de 6mm (Ormco)
 - Dontrix (Ormco)
 - Ligadura metálica 0.09 (Lancer)
 - Arco acero inoxidable 0.017x 0.025 (3M)
 - Hook crimpable (Ormco)
 - 1 pinza Mathieu (Chifa Maveria)
 - 1 pinza para hooks crimpables (TP Orthodontics)
 - Brackets prescripción MBT slot 0.22 (3M Unitek)
 - Brackets prescripción Estandar slot 0.22 (Ormco)

CAPITULO II

2.1 ANTECEDENTES GENERALES

2.1.1 MOVIMIENTO DENTAL:

El movimiento dental es un proceso que ha tratado de explicarse a lo largo del tiempo. Actualmente se considera que es el resultado de la combinación de dos procesos interrelacionados: la deformación del hueso alveolar (modelado) y la remodelación de los tejidos de soporte del diente.^{21, 22}

La modelación ósea es un proceso adaptativo mecánicamente mediado por cambios en el tamaño del hueso. El hueso es un tejido que está adaptándose constantemente a las demandas metabólicas y estructurales. Ya que es un tejido mineralizado, todos los cambios óseos se producen a lo largo de las superficies periósticas vascularizadas. Es decir, el modelado cambia la forma, tamaño y posición de los huesos en respuesta a cargas mecánicas. Por otro lado el remodelado está relacionado con la maduración del hueso, el metabolismo de los minerales y el mantenimiento del esqueleto.

Existen diferencias importantes entre modelado y remodelado que son relevantes para la práctica clínica. El término de remodelación es aplicado a todos los cambios que se dan en el hueso mientras que la modelación del hueso es la adaptación ósea fisiológica como respuesta a estímulos mecánicos.²³

El movimiento dental producido por la aplicación de fuerzas ortodóncicas se caracteriza por cambios en el diente y sus tejidos adyacentes, incluyendo la pulpa dental, el ligamento periodontal, el hueso alveolar y la encía, cuando estos tejidos son expuestos a diferentes magnitudes de fuerza, expresan cambios tanto macroscópicos como microscópicos. El movimiento dental producido por las fuerzas ortodóncicas difiere del movimiento dental fisiológico. La característica más importante de este movimiento es la creación de áreas de presión y tensión en el ligamento periodontal, mientras que el movimiento dental fisiológico es un proceso lento que ocurre principalmente a causa del crecimiento de cada individuo. En cambio, el movimiento dental ortodóncico puede ocurrir de manera rápida o lenta, dependiendo de la magnitud y dirección de la fuerzas, así como de la respuesta biológica del ligamento periodontal.²⁵

La aplicación de una fuerza sobre la corona del diente provoca el movimiento dental dentro de la apófisis alveolar, el cual comienza por el estrechamiento de la membrana periodontal.²⁶ Después de un cierto periodo de tiempo los osteoclastos se diferencian por toda la pared del hueso alveolar, posterior a 30 a 40 horas de aplicada la fuerza. Todas las alteraciones permanentes dependen de la actividad celular. Cuando las condiciones son favorables, las células aumentan en número y se diferencia en osteoclastos y fibroblastos.

La anchura de la membrana aumenta por la remoción de hueso por los osteoclastos y varía la orientación de las fibras en la membrana periodontal. Durante la etapa crucial de la aplicación inicial de la fuerza, si ésta es excesiva existe compresión en zonas limitadas de la membrana, lo que impide la circulación vascular y la diferenciación celular, esto origina degradación de células y estructuras vasculares, a lo que se le denomina hialinización. La hialinización representa una zona necrótica estéril.

Cuando las fuerzas ortodóncicas se mantienen durante un intervalo óptimo de tiempo, el ligamento periodontal se ensancha de forma considerable y los osteoclastos atacan la superficie ósea. A medida que se mantiene esta fuerza existe una reabsorción ósea directa. El aparato fibroso de inserción del diente se reorganiza mediante la producción de nuevas fibrillas periodontales, las cuales se unen a la superficie radicular y a partes de la pared del hueso alveolar donde no se produce reabsorción directa mediante el depósito de tejido nuevo donde las fibrillas quedan incluidas.

Cuando la aplicación de una fuerza es favorable aparecen gran cantidad de osteoclastos a lo largo de la superficie ósea y el movimiento dental es rápido. La característica principal es el depósito de hueso nuevo sobre la superficie alveolar de la que está alejado el diente y se depositará este hueso nuevo hasta que la anchura de la membrana haya regresado a sus límites normales y se remodele de forma simultánea el sistema fibroso.²⁶ De forma correspondiente durante la reabsorción del hueso alveolar en el lado de presión, se asegura el mantenimiento del espesor de la lámina dura mediante la aposición sobre la superficie esponjosa. Estos procesos están mediados por las células del endostio, que recubren todas las superficies óseas internas y los alveolos dentarios.²³

Mecanismos celulares y moleculares del movimiento dental

La velocidad de remodelación se define principalmente por las células osteoblásticas que además de formar hueso también son responsables de la activación y reclutamiento de los precursores de los osteoclastos. Sin embargo, la base de comunicación entre osteoclastos y osteoblastos se da por la presencia de un factor intermediario sobre la superficie del osteoblasto, el cual es responsable de la inducción de la osteoclastogénesis. Este factor es un miembro de la familia del factor de necrosis tumoral al cual se le denomina Ligando del Receptor del Activador del Factor Nuclear K β (rankl). La unión del rankl a su receptor cognitivo, Receptor del Activador del Factor Nuclear K β (rank), expresado en la superficie de las células progenitoras de osteoclastos, induce la osteoclastogénesis y activa osteoclastos, lo que resulta en mayor reabsorción ósea. Sin embargo, el rankl también tiene el potencial de ligarse a la osteoprotegerina (opg) e inhibe la activación del rankl de osteoclastogénesis. Por lo tanto, la interacción entre el rankl y opg disminuye la resorción ósea.

Los estudios clínicos con respecto a la respuesta dental con la magnitud de la fuerza son técnicamente bastante complejos, debido a la dificultad de medidas exactas de movimiento dental, la magnitud de fuerza y distribución en un ambiente clínico.^{26,27}

Factores sistémicos como la edad, estado nutricional, historial médico y enfermedades óseas metabólicas, pueden alterar moléculas clave que controlan la inflamación inducida localizada, la remodelación ósea y por lo tanto, el movimiento dental ortodóncico.^{18, 21}

2.1.2 FUERZA ORTODOCICA ÓPTIMA:

El movimiento dental producido por la aplicación de fuerzas ortodóncicas se caracteriza por cambios en el diente y sus tejidos adyacentes, incluyendo la pulpa dental, el ligamento periodontal, el hueso alveolar y la encía, cuando estos tejidos son expuestos a diferentes magnitudes de fuerza, expresan cambios tanto macroscópicos como microscópicos.

El movimiento dental producido por las fuerzas ortodóncicas difiere del movimiento dental fisiológico. La característica más importante de este movimiento es la creación de áreas de presión y tensión en el ligamento periodontal, mientras que el movimiento dental fisiológico es un proceso lento que ocurre principalmente a causa del crecimiento de cada individuo. En cambio, el movimiento dental ortodóncico puede ocurrir de manera rápida o lenta, dependiendo de la magnitud y dirección de la fuerzas, así como de la respuesta biológica del ligamento periodontal.

La aplicación de una fuerza sobre la corona del diente provoca el movimiento dental dentro de la apófisis alveolar, el cual comienza por el estrechamiento de la membrana periodontal. Después de un cierto periodo de tiempo los osteoclastos se diferencian por toda la pared del hueso alveolar, posterior a 30 a 40 horas de aplicada la fuerza. Todas las alteraciones permanentes dependen de la actividad celular. Cuando las condiciones son favorables, las células aumentan en número y se diferencia en osteoclastos y fibroblastos. La anchura de la membrana aumenta por la remoción de hueso por los osteoclastos y varía la orientación de las fibras en la membrana periodontal.

Durante la etapa crucial de la aplicación inicial de la fuerza, si ésta es excesiva existe compresión en zonas limitadas de la membrana, lo que impide la circulación vascular y la diferenciación celular, esto origina degradación de células y estructuras vasculares, a lo que se le denomina hialinización. La hialinización representa una zona necrótica estéril.

Cuando la aplicación de una fuerza es favorable aparecen gran cantidad de osteoclastos a lo largo de la superficie ósea y el movimiento dental es rápido. La característica principal es el depósito de hueso nuevo sobre la superficie alveolar de la que está alejado el diente y se depositará este hueso nuevo hasta que la anchura de la membrana haya regresado a sus límites normales y se remodele de forma simultánea el sistema fibroso.

De forma correspondiente durante la reabsorción del hueso alveolar en el lado de presión, se asegura el mantenimiento del espesor de la lámina dura mediante la

aposición sobre la superficie esponjosa. Estos procesos están mediados por las células del endostio, que recubren todas las superficies óseas internas y los alveolos dentarios.

Tradicionalmente, las fuerzas de ortodoncia han sido catalogadas como “ligeras” o “pesadas”, y se suponía que las fuerzas ligeras son más suaves y por lo tanto más fisiológicas que las fuerzas pesadas.

Los movimientos ortodóncicos en pacientes jóvenes presentan menor resorción ósea, ya que hay una gran proliferación de elementos celulares en el ligamento periodontal y las haces de fibras son más delgadas y flexibles, en contraste con las edades avanzadas. El paciente joven presenta menos tiempo de reacción tisular a la carga de fuerzas ortodóncicas (de 2 a 3 días), en contraste con los 8 a 10 días necesarios para la proliferación de células en el adulto, lo que hace más lento su tratamiento en ortodoncia. Los pacientes con complexión robusta presentan espacios medulares reducidos y corticales más densas, presentan mayor tendencia a la hialinización y como consecuencia mayor dificultad para producir movimientos ortodóncicos. En pacientes con hiperparatiroidismo producen un aumento en la cantidad de osteoclastos con la consecuente resorción ósea. De la misma manera, las hormonas sexuales (estrógeno o testosterona), cuando están en exceso, tienen efecto sobre las alteraciones del tejido óseo.

Sin embargo, se informó que las fuerzas de ortodoncia nunca se distribuyen por igual en todo el PDL, y observaron que algunos traumas están siempre asociados con fuerzas aplicadas por la ortodoncia, incluso las más ligeras. Además, es imposible, con la instrumentación disponible, para medir con precisión la cantidad de la fuerza aplicada a las raíces o partes de los mismos en cualquier modo de tratamiento. Por consiguiente, en la actualidad se puede afirmar que, para generar la respuesta biológica adecuada en el periodonto, fuerzas ligeras son preferibles, debido a su capacidad para evocar la resorción de hueso frontal. A diferencia de las fuerzas ligeras, las fuerzas pesadas a menudo causan necrosis (hialinización) del PDL y la resorción ósea socavada, y se han implicado en la resorción radicular.⁷

El concepto de fuerza óptima de ortodoncia está cambiando junto con la especialidad. La definición clásica de fuerza óptima por Schwarz⁸ en 1932 fue “la fuerza que conduce a un cambio en la presión del tejido que se aproximaba a la presión de los vasos capilares” de sangre, lo que impide su oclusión en el ligamento periodontal. Según Schwarz, por debajo de la fuerza óptima no produce ninguna reacción, mientras que las fuerzas por encima de ese nivel conducen a la necrosis del tejido, evitando así la resorción del hueso alveolar. Oppenheim¹² y Reitan¹⁷, quien recomendó la aplicación de fuerzas ligeras para el movimiento dental, demostró áreas libres celulares de compresión en el PDL.

Storey y Smith¹⁰ informo también la misma conclusión en 1952. Se estudió el movimiento distal de los caninos en los pacientes de ortodoncia y sugiere que existe un rango óptimo de la presión (150-200 gr) en la interfaz hueso-diente que produce una

velocidad máxima de movimiento de los dientes. La presión por debajo de este rango no produjo ningún movimiento dental. Cuando la fuerza se incrementó por encima de la óptima, la velocidad de movimiento de los dientes se redujo y finalmente se aproximó a cero dentro de una semana.

McLaughlin, Bennet, Trevisi 2002, probaron varios niveles de fuerza durante el cierre de espacios y encuentra que el rango entre 150 y 200 gr es lo más efectivo. Esto minimiza la tendencia al aumento indeseado de la sobremordida y permite una mecánica de deslizamiento y un cierre de espacios efectivos. Para promocionar una fuerza de estas características se utilizan las ligaduras distales.

Magnitud de la fuerza: las fuerzas pueden clasificarse según su magnitud en:

- Fuerzas inocuas: son aquellas fuerzas de magnitud tan pequeña que son incapaces de producir el movimiento dental.
- Fuerzas leves: es la fuerza ideal capaz de producir movimiento dental.
- Fuerzas pesadas: aquellas que producen gran cantidad de área de hialinización en la zona de presión del ligamento periodontal no hay entonces reabsorción frontal y el diente se mantendrá inmóvil por un largo periodo de tiempo.²¹

Ritmo de aplicación de la fuerza: se puede dividir en dos categorías básicas según Graber:

- Fuerzas continuas: estas fuerzas están dadas por los aparatos fijos, su acción persiste por un porcentaje apreciable a la original entre una visita del paciente y la siguiente.
- Fuerzas intermitentes: dadas por aparatos removibles, su intensidad varía entre el valor deseado y la ausencia total de presión.

Scwarz, Storey y Smith, consideran que las fuerzas más indicadas para realizar un movimiento dental son las ligeras y continuas, porque al actuar en forma continua evitan la formación de tejido osteoide que es más resistente que el hueso normal y que al continuar el movimiento ortodoncico hay que evitar el peligro de una reabsorción radicular. Así mismo hacen referencia a la técnica de deslizamiento con fuerzas ligeras y continuas en donde se encontró que estas producen menor resistencia a movimiento disminuyendo así el tiempo de tratamiento.

Jaraback determino los valores numéricos de fuerzas después de estudiar cuidadosamente las reacciones en el momento de iniciar el tratamiento de ortodoncia, con factores como dolor, movilidad dental y reflejo de los maxilares cuando se golpean ligeramente los dientes con un instrumento completando estos datos con cefalograma y radiografías. Podemos decir que fuerzas ejercidas por los resortes helicoidales de 0.016 pulgadas y los elásticos intermaxilares son fuerzas ligeras, fluctúan entre 90 y 120 gr y el enderezamiento radicular con los resortes auxiliares se hace con fuerzas de 60 y 90 gr. Una fuerza se define como aquella carga que produce un desplazamiento en un

diente en la dirección deseada con mayor rapidez, mínimo perjuicio a los tejidos y mínimas molestias para el paciente, realizado por un ataque óseo directo.

El doctor Dwight Damon, introduce el concepto de fuerza óptima biológica, definida como aquella fuerza mínima necesaria para estimular la actividad celular sin comprometer la vascularidad periodontal.

El movimiento dental también se puede ver afectado por condiciones anatómicas como el volumen radicular, la implantación ósea, la edad del paciente y la complexión ósea, así como condiciones metabólicas.

Otros autores demostraron que con el empleo de fuerzas intensas y prolongadas se producían daños al periodonto. Así mismo descubrieron que los movimientos de torsión y los dobleces distales de la inclinación son los más perjudiciales para el diente y el tejido periodontal.

El concepto actual de la fuerza óptima que considera un estímulo extrínseco mecánico que provoca una respuesta celular que tiene como objetivo restablecer el equilibrio mediante la remodelación de tejidos de soporte periodontal. Así la entrada mecánica que conduce a la máxima velocidad de movimiento de los dientes con el mínimo daño irreversible a la raíz, PDL, y el hueso alveolar se considera óptima. Este concepto significa que hay una fuerza de cierta magnitud y características temporales (continua, no interrumpida, constante) capaces de producir una velocidad máxima de movimiento de los dientes, sin dañar el tejido, y con máxima comodidad al paciente.

De acuerdo con este concepto, la fuerza óptima puede diferir para cada diente y para cada paciente. Clínicamente, la relación entre la magnitud de la fuerza de ortodoncia y la velocidad de movimiento de los dientes durante el tratamiento activo se considera ahora como una herramienta práctica en la identificación de fuerzas óptimas sobre una base individual.

2.1.3. CIERRE DE ESPACIOS

Existe una ambigüedad debido a la incapacidad para estimar la distribución de tensiones en el ligamento periodontal, la falta de control experimental del tipo de movimiento de los dientes (inclinación y translación), y como responde el individuo.¹²

Hay enfoques más clínicos para mover los dientes, se basan en la suposición de una magnitud de la fuerza o el rango de magnitudes que, cuando se entrega a los tejidos periodontales, se obtiene la tasa más rápida del movimiento dental. Es decir, la velocidad de movimiento de los dientes es sensible a cambios en la magnitud de la fuerza y para un diente en concreto, hay una fuerza ideal que se mueva a la velocidad máxima.

Desarrollaron un modelo matemático para describir la relación entre la magnitud de la fuerza y la velocidad de movimiento de los dientes. No hay un umbral de fuerza definido que podría cambiar en el movimiento dental, ni puede una fuerza óptima o rango de fuerza ser calculada para producir el movimiento dental máximo. El modelo indicó una amplia gama de fuerzas, lo cual condujo al movimiento dental máximo.

Se encontró que las fuerzas altas no mueven los dientes más rápido que las bajas, sin embargo los dientes sometidos a mayor fuerza muestran más áreas de hialinización. La apariencia del tejido hialinizado se relacionaba con la magnitud de la fuerza, pero esto no tuvo influencia sobre el movimiento dental.

Melsen ¹⁶ menciona que no existe relación entre la magnitud de fuerza, el tipo de movimiento de los dientes y la cantidad de desplazamiento. Esta hipótesis de que la resorción indirecta en el lado de presión no es una reacción a la fuerza sino un intento de eliminar hueso isquémico adyacente al tejido hialinizado. La reabsorción ósea directa posterior podrían ser considerados parte del proceso de remodelación. Desde este punto de vista; el movimiento dental se relaciona a la distribución de tensión y la tensión sobre el ligamento periodontal, así como la respuesta de remodelación al hueso adyacente.

La cuestión es, si provocar y aumentar tensiones conlleva a una mayor actividad biológica, por lo tanto una mayor velocidad de movimiento de los dientes, o si una fuerza óptima o gama de fuerzas estimula este proceso.

Se cree que el concepto actual de fuerza óptima se basa en la hipótesis de que una fuerza de cierta magnitud y características temporales (continua vs intermitente, constante vs decreciente) sería capaz de producir una tasa máxima de movimiento de los dientes sin daño a los tejidos y con máximo confort del paciente.

Cuando determinamos la necesidad de extraer dientes en el tratamiento de ortodoncia, debemos considerar factores tales como: magnitud del apiñamiento, anclaje, inclinación axial de los caninos e incisivos, discrepancias en la línea media, dimensión vertical, estética dental y facial, salud dental y el motivo principal de la consulta del paciente. El cierre de espacios en el tratamiento de ortodoncia puede ser mediante dos tipos de mecánica:

Mecánica segmentaria o seccional, que consiste en ansas de cierre que son fabricadas en un arco seccionado. Los dientes se desplazan por activación del ansa del alambre que pueden diseñarse para suministrar una relación carga-deflexión baja y un momento- fuerza controlado. (Ansa en "T" de Burstone)

Mecánica de deslizamiento, que implica desplazar los brackets a lo largo de un arco principal o bien deslizar el arco por los brackets y tubos. Uno de los principales factores para diferenciar las dos mecánicas es la fricción; con la mecánica segmentaria de cierre de espacios involucra fricción mientras que con la de deslizamiento no.

La fricción ortodóncica es producida por el deslizamiento del brackets a través del arco principal; para mover un diente es necesario aplicar una fuerza (elásticos, alambres, ligaduras, resortes, etc.) de tal magnitud que ésta supere la fricción, y así empezar con el movimiento dental. El nivel de fricción depende de varios factores, incluyendo el tipo de bracket y arco principal usado. Los brackets de acero inoxidable se deslizan con relativa facilidad sobre los arcos principales de acero a diferencia de los arcos que contienen cierto porcentaje de titanio que presentan una superficie más áspera y producen una mayor fricción. La combinación de brackets cerámicos con arcos de acero produce una fricción de gran magnitud y si a esto se agrega la mecánica de deslizamiento para el cierre de espacios, tendremos un alto coeficiente de fricción y una mayor reabsorción radicular.

Existe la creencia que el cierre de espacios en dos fases (primero retracción de caninos y luego retracción de incisivos) vamos a perder menor cantidad anclaje posterior que con la retracción en masa de los seis dientes anteriores, sin embargo, esto no es necesariamente válido para todos los casos. El cierre de los espacios en masa puede reducir significativamente la duración del tratamiento ya que se realiza en una sola etapa.

El sistema ideal de fuerzas utilizadas para el cierre de espacios debe cumplir con ciertas características como son:

- Proveer fuerzas óptimas para mover un diente
- Que sea confortable e higiénico para el paciente
- Que requiera mínimo tiempo de sillón
- Que requiera mínima cooperación del paciente
- Que sea económico

La mecánica para retraer el canino puede describirse por tres características principales:

- El momento aplicado en el bráquete del canino
- La deflexión del arco principal
- La fuerza máxima que el arco puede soportar sin la deformación permanente.
- El resultado final del cierre de espacios debe ser dientes alineados, verticalizados y con raíces paralelas. Esto implica que el movimiento dental casi siempre requiere cierto grado de traslación en masa o incluso desplazamiento radicular

Se sugiere de: (1) Elásticos, (2) resortes, (3) ansas y (4) retro ligaduras para el cierre de espacios.

Cuando en la clínica vemos la necesidad de realizar movimientos para cierre de espacios, es necesario tener en cuenta factores morfológicos y anatómicos del paciente para poder escoger el procedimiento más adecuado para el tratamiento de nuestro

paciente, determinado la mejor mecánica con un adecuado anclaje para poder finalizar con éxito el procedimiento realizado.

2.2 ANTECEDENTES ESPECÍFICOS

2.2.1 Elásticos

a) Cadenas Elásticas

Elaboradas a base de polímeros de goma sintética con la capacidad de una gran deformación. Actualmente, las casas comerciales elaboran sus cadenas elásticas con una base de uretano, lo que produce fuerzas ligeras y constantes con mayor capacidad a la deformación; estas cadenas tienen una vida activa de 60 días en boca. Esto se debe a que su estructura molecular (cadena molecular) se encuentra plegada o retorcida en reposo, pero cuando son extendidas, se despliegan en forma lineal y ordenada. La exposición de las cadenas elásticas al ozono y a la radiación ultravioleta rompe las dobles ligaduras insaturadas a nivel molecular, lo cual resulta en una reducción de la resistencia a la tracción y de la flexibilidad. Por lo tanto, los fabricantes agregan antioxidantes y antiozonatos para retardar estos efectos.

En la cavidad bucal, los elásticos absorben agua y saliva, lo que produce una destrucción a nivel molecular y una deformación permanente de la cadena. Además, estas se hinchan y se manchan debido a los fluidos y bacterias presentes en la saliva que llenan los espacios vacíos en la matriz de la goma. La saliva, la masticación, la placa dentobacteriana y la temperatura de la boca influyen sobre la velocidad de la degradación de la fuerza de la cadena.

Las fuerzas de las cadenas elastómericas tienden a la degradación con el paso del tiempo. Hershey y Reynolds demostraron un 60% de pérdida de la fuerza después de cuatro semanas; el 50% de la pérdida de la fuerza ya se había registrado al concluir el primer día. Wong observó una pérdida de la fuerza del 50% - 75% después de las primeras 24 horas cuando las cadenas eran conservadas en agua a 37%. Sin embargo el Eastman Dental Hospital y el Hospital de la Universidad de Queen Mary de la ciudad de Londres publican en el 2003 un estudio comparativo entre las cadenas elásticas y los resortes cerrados de NiTi. En él enfrentan la fuerza y la cantidad de milímetros de cierre de espacios entre estos dos dispositivos. Ellos demostraron que la fuerza mantenida durante el cierre de espacios entre las cadenas y los resortes cerrados son de proporciones muy similares; así mismo, la cantidad de milímetros cerrados en el espacio de la extracción es muy similar y no hay diferencia estadística. Demostraron que la fuerza inicial de las cadenas elásticas promedia aproximadamente 209 gr mientras que la de los close coil es de 300 gr. Después de una semana, las cadenas pueden perder casi un 50% de su fuerza inicial; sin embargo, los resortes pierden rápidamente su fuerza inicial; sin embargo, los resortes pierden rápidamente su fuerza inicial después de 6 semanas de uso. El cierre del espacio semanal logrado con la

cadena elástica fue 0.21 mm y con el resorte de níquel titanio de 0.26mm. Por lo tanto, no hay ninguna diferencia estadística significativa entre estos dos métodos de cierre espacial ($P = 0.46$).

La cadena elástica no se recomienda para el cierre de grandes espacios debido a problemas relacionados con el nivel de fuerza. Por ejemplo, las cadenas colocadas de molar a molar producen inicialmente una fuerza de 400 gr en la arcada superior y de 350 gr en la arcada inferior. En caso de exacciones de premolares la cadena queda demasiado estirada a nivel de los espacios de las extracciones, esto se produce rotación de los dientes adyacentes. Si se deja la cadena sin estirar los espacios no se cierran.

La cadena a la distancia es útil para cerrar uno o dos pequeños espacios al final del tratamiento y para evitar que los espacios se reabran en fases avanzadas del tratamiento.

De acuerdo a la distancia entre el centro del eslabón hasta el centro del siguiente (distancia inter eslabón), las cadenas se dividen en cuatro tipos:

1. Cadena Cerrada o continua. Recomendada para el cierre de espacios de los incisivos inferiores. En este tipo de cadenas la distancia inter eslabón es de 3mm. Las cadenas cerradas por lo general proveen niveles es de 3mm. Las cadenas cerradas por lo general proveen niveles de fuerza inicial más altos y retienen un porcentaje superior de fuerza inicial más altos y retienen un porcentaje superior de fuerza remanente que las cadenas largas. Bell recomienda la extensión de los elásticos hasta tres veces su longitud para obtener el nivel de fuerza deseado.
2. Cadena corta. Recomendada para el cierre de espacios de arcada inferior. la distancia inter eslabón es de 3.5 mm.
3. Cadena larga. Recomendada para el cierre de espacios de la arcada superior, la distancia inter eslabón es de 4mm.
4. Cadena extra larga. Tiene una distancia inter eslabón de 4,5 mm y tienen la ventaja que hay menos huecos donde puede entrar comida, dando como resultado disminución de caries y de problemas periodontales.

➤ Cierre de espacios con cadena elástica en arcos seccionados:

El uso de cadenas elásticas durante el tratamiento ortodoncico es muy común. Son usadas generalmente para cerrar espacios, también son consideradas muy efectivas para intuir y rotar dientes. Estas cadenas elastómericas deben usarse con sumo cuidado, ya que podemos producir una fuerza excesiva y crear un problema inexistente. En los casos que se presenta un apiñamiento anterior con los caninos fuera del hueso alveolar, una forma sencilla de alinear, nivelar y cerrar espacios al mismo tiempo es usando 2 arcos seccionados y uno continuo; los arcos seccionados pueden ser redondos o rectangulares ya que se colocan del molar al canino (un arco derecho y otro izquierdo); estos arcos nos servirán de “riel” para desplazar al canino al lugar de la

extracción; posteriormente, se coloca o se “tira” una cadena del molar al canino y se comienza con la retracción de éste último diente; al mismo tiempo se coloca un arco principal de NiTi (de molar derecho a molar izquierdo) para llevar a cabo la alineación y nivelación.

Ventajas

- Se produce una alineación, nivelación y cierre de espacios al mismo tiempo
- Se reduce el tiempo de tratamiento
- Se evita la intrusión de los incisivos laterales al momento de la alineación
- Se disminuye la proclinación del segmento anterior
- En este caso la cadena elástica puede ser sustituida por un resorte cerrado

Desventajas

- Si es producida una fuerza excesiva con la cadena elástica, se provocará un tip indeseable de la corona de los caninos.
- Puede invaginarse la cadena en la encía del paciente
- Pérdida de la elasticidad de la cadena

Recomendaciones

- Utilizar arcos seccionados pesados para disminuir el tip indeseable de los caninos.
- Se puede utilizar cadenas elásticas o resortes cerrados (close coil)
- Cambiar cada 3 semanas las cadenas
- Cinchar los arcos seccionados por mesial del bracket del canino; esto permitirá que el arco permanezca dentro del slot
- Colocar la cadena del hook del molar a la ala distal del bracket del canino, esto para disminuir la rotación. por mesial de éste bracket podemos colocar ligadura o un módulo.
- Colocar un anclaje a nivel de los molares.

➤ Cierre de espacios con cadena de molar a molar: Básicamente, el uso de la cadena de molar a molar nos es útil para:

- Cerrar espacios
- Perder anclaje
- Colapsar el hueso alveolar
- Retroclinar el segmento anterior
- Profundizar la mordida anterior

Las cadenas colocadas de molar a molar producen inicialmente una fuerza de 400 gr en la arcada superior y de 350 gr en la arcada inferior, posteriormente esta fuerza irá disminuyendo.

Ventajas

- Son fáciles de colocar y de retirar

- Cierran aproximadamente 1mm de espacio por mes
- Pueden ser usadas como férula para dar anclaje
- Con el uso de cadena de molar a molar se puede cerrar una mordida abierta anterior.

Desventajas

- Las cadenas tienen una “vida elástica” promedio de 20 días. Después de este tiempo disminuye su fuerza y elasticidad
- Algunos colores de cadena se pigmentan con relativa facilidad
- Se puede producir un tip indeseado en los molares
- Al ser material elástico pueden romperse y causar movimientos dentales indeseados

Recomendaciones

- Al momento de cierre de espacios con una cadena elastomérica, colocar un arco principal pesado para evitar un torque indeseado o profundizar la curva de Spee (efecto de montaña rusa)
- Tener precaución de colocar cadena de molar a molar en pacientes con mordida profunda
- Colocar anclaje en molares, principalmente en casos en los cuales se requiere de un cambio final.
- No ejercer demasiada presión al colocar las cadenas, ya que podemos despegar brackets.
- Cambiar la cadena cada 21 días.

- Otra forma de cerrar los espacios de las extracciones o de los diastemas es con la combinación de dos fuerzas:

Una de tracción y otra de empuje, por ejemplo, una cadena junto con un resorte abierto de NiTi (open coil). Con esta suma de fuerzas, el movimiento dental se realiza de una forma más rápida.

Ventajas:

- Se cierra el espacio aproximadamente 1,5 a 2mm por mes.
- Por ser un movimiento dental violento, se disminuye el tiempo del tratamiento.

Desventajas:

- Tip indeseado de las coronas dentales
- Como es un movimiento violento y rápido, aumentan las posibilidades de la reabsorción radicular.
- Pérdida de elasticidad de la cadena.

Recomendaciones:

- Realizar el cierre de espacios con arcos principales pesados
- Anclar con ligadura los dientes en los cuales se recargará el resorte abierto, esto nos disminuirá la distalización o mesialización de estas piezas dentarias.
- Evitar esta combinación de fuerzas en dientes con problemas periodontales y raíces enanas.

- Cambiar cadenas y resortes cada 21 días
- Cierre de espacios con fuerzas paralelas:

Esta modalidad se realiza con el uso de dos fuerzas simultáneas (una por vestibular y otra por palatino). En esta técnica se deberá de colocar de forma adicional botones, brackets o aditamentos palatinos o linguales para aplicar una fuerza simultánea ala vestibular.

También puede combinarse el uso de una cadena elástica con un resorte cerrado de NiTi.

Ventajas:

- Los movimientos dentales son rápidos
- Se disminuye el tiempo del tratamiento
- Tenemos dos fuerzas paralelas y simultáneas
- Se disminuye los efectos colaterales del tip y de la rotación
- Se pueden combinar cadenas con resortes cerrados (close coil)

Desventaja:

- Como es un movimiento violento y rápido, aumentan las posibilidades de reabsorción radicular.
- Las cadenas retienen alimento y esto puede provocar inflamación gingival.

Recomendaciones:

- Determinar la cantidad de espacio requerido ya que de esto dependerá el tipo de anclaje a utilizar
- Colocar anclaje con aditamentos por palatino, por ejemplo, un arco RN (Rodríguez-Natera)
- Evitar esta combinación de fuerzas en dientes con problemas periodontales y raíces enanas.
- Cambiar de cadenas cada 21 días

- Cierre de espacios con brazos de poder

Los brazos de poder son dispositivos sencillos y de fácil aplicación los cuales son usados generalmente para retraer caninos o para cerrar diastemas anteriores. El movimiento aplicado por los brazos de poder va a estar determinado por la longitud que estos presenten y de la medida radicular. La biomecánica consiste en que estos brazos lleguen lo más cerca posible al centro de resistencia para lograr el cierre de espacios de forma rápida y estable (movimiento en cuerpo).

Estos elaboran punteando un arco rectangular en forma de "C" (por su parte gingival) sobre un botón de adhesión directa. Son cementados por el área gingival de la corona dental y se aplica una fuerza a través de una cadena elástica, un resorte abierto o un elástico de 6 onzas.

Ventajas:

- Provoca un movimiento en cuerpo
- Se disminuye el tip indeseado de los dientes ya que son traccionados cerca al centro de resistencia
- El movimiento dental es rápido

Desventajas:

- Como los brazos son largos, pueden producir una inflamación gingival o incluso llegar al extremo de invaginarse en la encía del paciente.
- Se invierte tiempo en el laboratorio para su elaboración
- El brazo de poder se puede desprender del botón y no producir ningún movimiento.

Recomendaciones

- Elaborar los brazos de poder en base a una radiografía periapical o panorámica. Esto con el fin de ubicar del centro de resistencia y determinar la longitud de los brazos.
- Nos podemos auxiliar de fuerzas interbrackets para acelerar el cierre de los espacios.
- Si se forman triángulos negros al momento del cierre de espacios, es conveniente realizar un recontorneado interproximal. (stripping)
- Remitir al periodoncista para que realice una frenilectomía posterior al cierre de espacios.

➤ Cierre de espacios con elásticos intramaxilares

Los elásticos presentan varias propiedades tales como:

- No presentan distorsión más allá de su límite de elasticidad.
- Son homogéneos físicamente.
- Son isotrópicos (dan misma fuerza en cualquier dirección)
- Los elásticos, en términos generales, regresan a sus dimensiones originales inmediatamente después de una gran distorsión; estos elastómeros pueden ser de hule natural, de látex o polímeros de hule sintético (hule, bultipolyopreno, etilopropeno, silicón)

Ventajas de los elásticos

- Son colocados y removidos por el paciente
- Se desechan después de usarlos
- No se necesita que sean activos por el ortodoncista
- Puede ser cambiado por prescripción (una, dos o tres veces al día)

Desventajas

- Sufren deterioro y pérdida de elasticidad
- Absorción de la humedad
- No están libres de olor cuando se usan más de 24 horas
- Las fuerzas ejercidas varían impredecible si la prescripción no está bien explicada y controlada
- La fuerza ejercida no es constante y depende de la cooperación del paciente

- Los elásticos pueden ser colocados incorrectamente
- Motivación del paciente

Los paquetes de elásticos intraorales vienen en presentaciones de 50 ó 100 ligas; estos pueden ser: ligeros, medianos, pesados y súper pesados (dependiendo del diámetro y el grosor de la liga). La fuerza de las ligas generalmente mide en onzas (1 Oz = 28, 34gr) y las bolsas que contienen los elásticos están marcadas con un cuadro en color, una letra, un animal, etc. (dependiendo la marca) para diferenciar la fuerza que contienen.

Usualmente la fuerza prescrita se obtiene cuando el elástico es estirado tres veces su diámetro.

Posterior al tratamiento de ortodoncia se inicia con la retención. Esta es de suma importancia y se debe tener en cuenta que una mala selección de retenedores o una falta de cooperación del paciente para su uso, se puede traducir en un rotundo fracaso de todo el tratamiento.

En los tratamientos en los cuales se realizó extracciones de premolares es más probable que en dicha zona tengamos mayor recidiva. Este problema puede ser corregido con una retención termoplástica (guarda) en combinación con elásticos intramaxilares.

El guarda es elaborado con un acetato del 0.060" y es seccionado en la zona de la recidiva; posteriormente se cementan botones para el uso de los elásticos para el cierre de espacios.

Ventajas

- Su elaboración es sencilla y rápida
- Se colocan y retiran fácilmente los elásticos
- Es cómodo y muy estético
- El cierre de espacios es un bloque
- Alteración mínima del tip y del torque

Desventajas

- Dependemos un 100% de cooperación del paciente
- El cierre de espacios es lento (.5mm por mes)
- Si el guarda no está bien ajustado, este puede ser expulsado de la boca al momento de colocar los elásticos
- Produce una mordida abierta anterior

Recomendaciones

- Uso del guarda las 24 horas del día
- Cambiar los elásticos cada 24 horas
- Los elásticos usados deberán ser de 1/8"
- La fuerza producida por los elásticos será de 4 Oz ó 6 Oz
- Los elásticos deberán distenderse 3 veces su diámetro

- En caso que el guarda sea expulsado al colocar los elásticos, este deberá ser rebasado con acrílico para su ajuste
- Se pueden colocar los elásticos de forma cruzada para aumentar su diámetro y acelerar el cierre de espacios

2.2.2. Ansas de Cierre

Esta técnica ortodóncica para el cierre de espacios no es nada reciente, ya que se ha utilizado desde 1940. Un ansa es un resorte o espiral confeccionado en el alambre, cuyo objetivo es mover los dientes de forma individual o colectiva. Las ansas deben producir una fuerza continua, pero controlada, con un margen de seguridad para que auto limiten su función después de un tiempo y no produzcan daños permanentes en los dientes y en los tejidos de soporte.

- Las ansas están constituidas por una base y dos brazos verticales o longitudinales.
- La base puede ser en forma recta o curva.
- La extensión de los brazos determina la magnitud de la fuerza que producen las ansas; mientras más largos sean, menos fuerza produce. Las alturas varían entre cinco y siete milímetros. Un aumento de dos milímetros en la altura disminuye la fuerza en un 50%. Una limitación de la longitud del ansa es la profundidad del surco yugal, ya que entre más larga sea hay mayor posibilidad de lesionarlo.

El criterio utilizado para la fabricación de las ansas se basa principalmente en dos vectores: el horizontal y el vertical, y es a partir de estos vectores que se elaboran los diferentes diseños de las mismas.

Las ansas las podemos dividir en horizontales, verticales o mixtas, pudiendo ser abiertas o cerradas.

Las ansas horizontales tienen una acción mecánica expresada en el plano vertical, o sea, son ideales para movimientos mesiovestibulares (cierre de espacios)

La fuerza producida por un ansa de acero inoxidable de 0.017" x 0.025" de siete milímetros de altura es de aproximadamente 250 gramos.

La fuerza producida por un ansa de acero inoxidable de 0,017" x 0,025" de siete milímetros de altura es de aproximadamente 250 gr.

Cuando se quiere aumentar la flexibilidad y disminuir su fuerza, se amplía el ansa y se le agregan espirales, hélices o loops.

La activación deforma temporalmente las ansas permitiendo que se comportan como resortes o como elementos muy elásticos. Se debe tratar de mantener la misma proporción de momento y fuerza cuando se carga o se activa y cuando se descarga o se desactiva, para controlar el movimiento de los dientes y evitar efectos secundarios de inclinación

Los arcos de cierre son flexibles por las asas, pero aplican una fuerza de cierre intensa en los espacios de las extracciones. Por lo tanto, con ésta mecánica se necesita, durante el cierre de espacios, un control adicional de la inclinación, la angulación y la

rotación. Para conseguirlo se añade al arco de dobleces para cada diente. En fases más avanzadas del tratamiento estos dobleces se pueden añadir o eliminar de forma selectiva. Este método de cierre de espacios presenta algunas desventajas: es necesario emplear mucho tiempo en doblar alambre y las fuerzas son altas; la mecánica de deslizamiento es poco efectiva y el rango de activación es limitado.

Existen numerosas ansas diseñadas para el cierre de espacios y para la retrusión del sector anterior, entre las que podemos destacar:

- a) Ansa en “I” abierta
- b) Ansa en “I” cerrada
- c) Ansa en “I” cerrada helicoidal
- d) Ansa de Ricketts
- e) Ansa de Bull, Keyhole o en “ojo de cerradura”
- f) Ansa en “T”
- g) Ansa en “T” segmentaria
- h) Arco utilitario de retracción
- i) Arco DKL (doblé Key Loops) o de doble llave

Principio de las ansas:

Principio 1. Las ansas funcionan mejor cuando su activación las “cierra” en vez de “abrir las”. Al tratarse de aleaciones elásticas (TMA), éstas siempre tienden a recuperar su forma inicial y, por lo tanto, tienden más a recuperar su forma si la activación las cierra más en vez de abrirlas. De esta forma las ansas cerradas funcionan mejor para cerrar espacios, y las ansas abiertas, abren mejor los espacios.

Principio 2. Las ansas funcionan mejor cuando su forma es perpendicular al movimiento que deben realizar. De esta forma las ansas verticales realizan mejor los movimientos horizontales (por ejemplo, los movimientos mesiodistales), y las ansas horizontales, realizan mejor los movimientos verticales (por ejemplo, los movimientos de extrusión/intrusión)

Principio 3. Cuanta más longitud de alambre tenga un ansa, realiza una fuerza menor. Las ansas con hélices disponen de más longitud de alambre, y como la fuerza que realiza un alambre es inversamente proporcional al cubo de la longitud, la fuerza que el arco ejerce sobre los dientes es mucho menor

a) Ansa en “I” abierta

Ansa vertical de 7mm. De altura que se elaboran en el arco principal, está ubicada, generalmente, entre el incisivo lateral y el canino.

Principio 1. Esta ansa se activa abriéndose por lo que no cumple con este principio

Principio 2. Se trata de un ansa vertical por lo que cierra bien los espacios, pero al no tener un componente horizontal, no tiene control vertical

Principio 3. Es un ansa que utiliza poca longitud de alambre por lo que puede realizar una fuerza de gran intensidad.

b) Ansa en “I” cerrada

Ansa vertical de 7mm de altura elaborada en el arco principal, cuyos brazos se entrecruzan y está ubicada, generalmente, entre el incisivo lateral y el canino.

Principio 1. Esta ansa se activa cerrándose por lo que cumple con este principio

Principio 2. Se trata de un ansa vertical por lo que cierra bien los espacios, pero al no tener un componente horizontal, no tiene control vertical

Principio 3. Es un ansa que utiliza poca longitud de alambre por lo que puede realizar una fuerza de gran intensidad

c) Ansa en “I” cerrada en helicoidal

Ansa vertical de 7mm de altura cuyos brazos se entrecruzan y en el extremo gingival forma un loop circular. Esta se elabora en el arco principal y está ubicada, generalmente, entre el incisivo lateral y el canino.

Principio 1. Esta ansa se activa cerrándose por lo que cumple con este principio

Principio 2. Se trata de un ansa vertical por lo que cierra bien los espacios, pero al no tener un componente horizontal, no tiene control vertical

Principio 3. Es un ansa que utiliza longitud media de alambre por lo que puede realizar una fuerza de intensidad media.

d) Ansa de Ricketts

Ansa compuesta por 2 loops circulares y dos asas en “I” cerradas helicoidales

Principio 1. Esta ansa se activa cerrándose por lo que cumple con este principio

Principio 2. Se trata de un ansa vertical por lo que cierra bien los espacios, pero al no tener un componente horizontal, no tiene control vertical

Principio 3. Es un ansa que utiliza una gran longitud de alambre por lo que puede realizar una fuerza de intensidad leve. Es un ansa complicada de doblar.

e) Ansa de Bull, o en “ojo de cerradura”

Ansa vertical de 7mm de altura cuyos brazos longitudinales están en contacto y en cuyo extremo gingival forma un círculo abierto, tomando la forma de un “ojo de cerradura”. Esta se elabora en el arco principal y está ubicada, generalmente, entre el incisivo lateral y el canino.

Principio 1. Esta ansa se activa abriéndose por lo que no cumple con este principio

Principio 2. Se trata de un ansa vertical por lo que cierra bien los espacios, pero al no tener un componente horizontal, no tiene control vertical.

Principio 3. Es un ansa que utiliza poca longitud de alambre por lo que puede realizar una fuerza de gran intensidad

f) Ansa en “T”

Ansa mixta vertical y horizontal de 7mm de altura y con forma de la letra “T”. Esta se elabora en el arco principal y está ubicada, generalmente, entre el incisivo lateral y el canino o entre canino y premolares. Para los arcos de TMA el ansa “T” puede activarse 3mm por distal del tubo del molar, produciendo fuerzas que fluctúan entre los 250 y 300gr.

Principio 1. Esta ansa se activa abriéndose por lo que no cumple con este principio

Principio 2. Se trata de un ansa vertical y horizontal, por lo que cierra bien los espacios, y al tener un componente horizontal, tiene control vertical y de torque. Permite la activación del tramo horizontal de la “T” para conseguir mayor o menor control vertical.

Principio 3. Es un ansa que utiliza una longitud media de alambre por lo que puede realizar una fuerza de intensidad media.

g) Ansa en “T” segmentaria

La técnica del arco segmentario, tal como fuera desarrollada por Burstone y col. en la universidad de Connecticut, utiliza resortes en asa tipo “T” los cuales nos van a servir para la retracción del segmento anterior, posterior o cierre simétrico.

Uno de los principios fundamentales es el abordaje segmentario que consiste en el tratar el segmento anterior y posterior como si cada uno de ellos fuese un gran diente. Cada segmento debe ser preparado para el cierre de espacios mediante la colocación de alambres rectangulares dentro del slot de los brackets. En el segmento posterior se ancla con un arco Rodríguez – Natera (RN), un arco transpalatino (TPA), un botón de Nance, un Viaro Nance, arco lingual etc. Lo cual crea un excelente anclaje. Esta ansa seccionada es elaborada con alambre rectangular de TMA de 0,017” x 0.025”, produciendo una fuerza intrusiva de 63 gr. Pudiendo ser transmitida al canino o a todo el segmento anterior. En el espacio de la extracción es colocada la “T” segmentaria, la cual su extremo distal se inserta en el tubo auxiliar del molar y su extremo mesial en el bracket del canino.

h) Arco utilitario de retracción

Existen varios tipos de arcos utilitarios, sin embargo, el más utilizado es el de retracción. Este tipo de arco se puede utilizar ya sea en la dentición mixta o en la

permanente para producir retracción e intrusión de los cuatro incisivos; generalmente éste es usado durante las últimas etapas del tratamiento.

En los casos de extracción de premolares, en los cuales los caninos han sido retraídos, se abre un espacio distal a los incisivos laterales superiores. En los casos de no extracción, generalmente se abre un espacio similar pero más pequeño en la parte distal de los incisivos laterales, debido a la rotación de los molares y premolares como la mecánica de tratamiento de la clase II. Entonces, se puede utilizar un arco utilitario de retracción para cerrar este espacio (retrayendo los cuatro incisivos superiores). Este arco también nos proporciona la intrusión que, usualmente, debe preceder a la retracción de los dientes anteriores.

El arco utilitario de retracción se utiliza regularmente en el maxilar, sin embargo, es viable utilizarlo en mandíbula, por ejemplo en los casos de mordida cruzada anterior dentoalveolar, en la cual hay vestibularización y espacio entre los incisivos inferiores.

Existen dos formas de activación:

- Se utiliza una pinza Weingardt para tomar la extensión del arco utilitario posterior al tubo del molar. El alambre es traccionado 3 a 5 mm en sentido posterior y después se cincha. Es importante que esta extensión distal no lastime el carrillo o la encía.
- Debemos colocar un dobléz en ángulo dirigido oclusalmente en el segmento vestibular para producir intrusión.

i) Arco DKL (doublekeyloops) o de doble llave

Ansa mixta vertical y horizontal de 7mm de altura y que tiene la forma de copa de champagne.

Principio 1. Esta ansa se activa abriéndose por lo que no cumple con este principio

Principio 2. Se trata de un ansa vertical y horizontal, por lo que cierra bien los espacios, y al tener un componente horizontal, tiene control vertical y de torque. Permite la activación del tramo horizontal del ansa para conseguir mayor o menor control vertical.

Principio 3. Es un ansa que utiliza una longitud media de alambre por lo que puede realizar una fuerza de intensidad media. Los dobleces agudos que presentan esta ansa, representa zonas de posible fractura del arco y zonas donde la elasticidad del alambre puede estar alterada

Este es un arco de acero que tiene dos ansas de cada lado que se utiliza para realizar movimientos sagitales de los sectores anteriores y/o posteriores, con el objeto de cerrar los espacios creados por las extracciones. Realiza una gran variedad de movimientos con muy buen control de los grupos dentarios involucrados. Si bien se puede confeccionar, se dispone de arcos DKL preformados en diferentes calibres de alambre rectangular de acero y de TMA. A cada lado, a la altura de los caninos, lleva dos ansas en forma de ojo de cerradura; cuando éste arco está instalado, estas ansas deben estar equidistantes por mesial y distal del bracket de cada canino.

En el mercado encontramos arcos DKL preformados en varias dimensiones adecuadas para los diferentes tamaños de arcada. La escala de numeración es en milímetros y

mide la distancia existente entre ambas ansas mesiales con una diferencia de dos milímetros entre cada una de las medidas.

Escala: 22mm, 24mm, 26mm, 28mm, 30mm, 32mm, 34mm, 36mm, 40mm, 42mm, 44mm, 46mm.

Las ansas tienen entre sí una separación de ocho milímetros; el alambre presenta entre estas dos ansas es insertado en el slot del canino dejando aproximadamente dos milímetros a cada lado del bracket. En algunos casos, dada la estandarización de los tamaños de los arcos DKL, no es posible lograr la equidistancia entre brackets y ansas, entonces, se deberá tener la precaución de que el tamaño elegido permita que el loop mesial quede separado del bracket del canino, por lo menos, dos milímetros para que sea posible su activación.

2.2.3 Resortes Cerrados de NiTi

Desde los años 30's muchos materiales han sido utilizados para la manufactura de los resortes cerrados o abiertos (acero inoxidable o los de Cromo – Cobalto), sin embargo hoy en día el material de elección es el Niquel Titanio.

Estos resortes son muy resilientes, es decir son resortes que al deformarse reservan gran cantidad de energía que es liberada en forma de fuerzas ortodóncicas leves y de larga duración. Esto hace que estos resortes ejerzan cargas más fisiológicas, acelerando el movimiento dental y también actúan por más tiempo, disminuyendo la necesidad de ser cambiados. Con referencia a la biocompatibilidad, hay discordia entre algunos actores, ya que algunos afirman que es tan alta como la del acero inoxidable y otros mencionan más predisposición para la corrosión. Los resortes superelásticos, en comparación con los de acero inoxidable almacenan mucha más energía por tal motivo los hacen más resilientes.

Los resortes de acero inoxidable producen una fuerza muy elevada al inicio, lo que puede ser molesto para el paciente, pero esta fuerza se pierde rápidamente con los movimientos dentales. Estos resortes tienen poca resistencia ya que tienden a deformarse después de su uso. Miura y cols. demostraron en sus estudios que los resortes de NiTi mantienen una carga constante a diferencia del acero inoxidable, ya que éstos últimos mantienen una relación lineal entre carga y deflexión.

Las variables que afectan el nivel de fuerza producido por los resortes son: el grosor del arco principal, la aleación, el tamaño de luz o lumen, la longitud y la magnitud de la activación del resorte. Entre menos estén en contacto el arco principal con el resorte, más rápido será el movimiento dental y el cierre de espacios.

Rudge y Mair compararon el índice de cierre de espacios utilizando cadenas elásticas y resortes cerrados de Niti.

Analizaron los movimientos dentales en 17 sujetos, todos los casos incluían la extracción de los cuatro primeros premolares y se utilizaron brackets Straight-Wire con

slot 0.022". Los arcos principales eran de acero inoxidable de 0.019" x 0,025" y se colocaron por lo menos un mes antes de empezar el cierre de espacios. Los resortes cerrados eran de grado medio (150gr). Ellos observaron que el índice de cierre de espacios era significativamente mayor y más constante en los resortes cerrados de Niti que con la cadena elástica. Los resortes de NiTi cerraron aproximadamente 1.20mm por mes en comparación con los 0.75mm de la cadena elástica. También observaron que la fuerza es más constante en los resortes cerrados que en las cadenas elásticas.

En 1992, Angolkar y cols. examinaron la degradación de la fuerza de los resortes cerrados de acero inoxidable, cromo cobalto y de NiTi cuando se les conservaban en un sustituto de saliva a 37°C (todos los resortes con una luz de 0.030") encontraron en sus resultados, que el porcentaje de pérdida de fuerza después de 24 horas, fue del 17% para los resortes de acero inoxidable, de un 10% para los de Cr-Co y un 3% para los NiTi.

Dos tipos de resortes cerrados están disponibles en el mercado, con un ojal o con dos ojales de acero inoxidable. Los ojales están soldados al resorte con rayo láser y estos hacen más fácil su colocación en los tubos y en los hook de los brackets. Estos resortes son cómodos de llevar ya que no hay puntas agudas que puedan lastimar la mucosa del paciente. La longitud de close coil inactivo es de 3mm (esta medida no incluye los ojales) pudiendo ser activo hasta 15mm o un 500% sin deformación o cambio de fuerza. Estas fuerzas van desde los 25gr hasta los 300gr dependiendo la casa comercial. La compañía GAC maneja 3 fuerzas: suaves (100gr ojal amarillo); medianas (150gr, ojal azul) y fuertes (200gr ojal rojo).

Ventajas:

Los close coil de NiTi cierran los espacios más rápido en comparación con las cadenas elásticas (casi el doble).

No hay necesidad de cambiar los resortes de NiTi cada tres o cuatro semanas, como se recomienda con las cadenas elásticas. Esto minimiza la necesidad de un monitoreo individual de los movimientos dentales para dar mayor atención a otros factores importantes como: control de anclaje, control de sobremordida, reducción del resalte, manejo esquelético y perfil facial.

- Son fáciles de colocar y de retirar
- Mantienen una fuerza constante
- No guardan malos olores

Desventaja:

- Consto del resorte
- En ocasiones el resorte puede retener alimento y pellizcar la mucosa del carrillo.

Recomendaciones:

- Es recomendable el uso de resortes de luz (lumen) más grande y alambres de menor dimensión, ya que su fuerza es más constante y el movimiento es más rápido (Bell, 1951)
- Son ideales para el cierre de espacios largos
- Colocando un arco principal pesado disminuirá el tip indeseado de los caninos.
- Utilizar resortes de 150gr o de 200gr.
- Colocar el ojal del resorte en las alas distales de los caninos y por las mesiales una ligadura o un módulo. Esto con el fin de disminuir la rotación indeseable del canino.
- Como es un movimiento violento, hay que tener precaución el aplicarlo en dientes con raíces enanas.



Fig. 6 Resorte de NiTi de la marca Ormco

- Cierre de espacios con open coil y close coil

Otra forma de cerrar los espacios de las extracciones o de los diastemas es con la combinación de dos fuerzas: una de tracción y otra de empuje, por ejemplo, un resorte cerrado de NiTi (close coil) junto con un resorte abierto de NiTi (open coil). Con esta suma de fuerzas, el movimiento dental se realiza de una forma más rápida.

Ventajas:

- Se cierra el espacio aproximadamente 2 a 2,5 mm por mes
- Por ser un movimiento dental violento, se disminuye el tiempo del tratamiento

Desventajas:

- Tip indeseado de las coronas dentarias
- Como es un movimiento violento y rápido, aumentan las posibilidades de reabsorción radicular.

Recomendaciones:

- Realizar el cierre de espacios con arcos principales pesados
- Anclar con ligadura los dientes en los cuales se recargará el resorte abierto, esto nos disminuirá la distalización o mesialización de estas piezas dentarias
- Evitar esta combinación de fuerzas en dientes con problemas periodontales y raíces enanas.
- Aumentar la longitud del resorte abierto cada 21 días

2.2.4 Ligaduras (retroligaduras)

En 1990 fue descrito un método para cerrar los espacios de manera controlada con una mecánica de deslizamiento. Este método ha probado ser fiable y efectivo y ha sido ampliamente aceptado por los ortodoncistas. Robinson, en 1989, demostró que haciendo uso de retroligaduras se mesializaban los molares 1.76mm, sin embargo, los incisivos se movieron 1mm hacia distal. En los casos donde no se usó retroligaduras, los molares se mesializaron 1.53mm y 1.4mm los incisivos, o sea, se proinclinó el segmento anterior. Por lo tanto, cuando se usan retroligaduras hay una pérdida de anclaje posterior, pero una ganancia sustancial de anclaje en el segmento anterior (2.5mm por cuadrante)

Para el cierre de espacios los Dres. Mc Laughlin, Bennett y Trevissi (MBT) sugieren el utilizar arcos principales de acero de 0.019" x 0.025" en un slot 0.022", ya que los arcos de esta dimensión proporcionan un buen control de la sobre mordida, a la vez que permiten el deslizamiento de los sectores posteriores. En arcos más delgados no hay un control tan preciso de la sobre mordida y del torque. Los arcos más gruesos limitan el deslizamiento en los sectores posteriores. Estos arcos principales llevan ganchos soldados de latón de 0.7". Las posiciones más frecuentes de los ganchos son con una separación de 36mm o 38mm en la arcada superior y de 26mm en la arcada inferior. Esta medida se toma siguiendo la curvatura del arco. La medida de 26mm en la arcada inferior es válida para la mayoría de los casos, pero en la arcada superior, la variabilidad individual es mucho mayor a causa de las variaciones en el tamaño de los incisivos laterales superiores. Por tanto, se debe disponer de un mayor inventario de arcos con diferentes distancias entre ganchos.

Según la técnica de MBT, existen tres formas para el cierre de espacios:

- a) Ligadura distal activa tipo 1 (módulo distal)
- b) Ligadura distal activa tipo 2 (módulo mesial)
- c) Ligaduras distales activas con resortes de NiTi

CAPITULO III

3. Resultados

Se activaron 30 retroligaduras y 28 resortes de NiTi con un rango de activación inicial de 200 gr de fuerza. Se realizó un seguimiento de la degradación de fuerza cada 21 días por 3 meses consecutivos. La muestra fue distribuida aleatoriamente para seleccionar el aditamento que se utilizó para el cierre de espacios, la información se recolectó durante cada cita en la hoja de recolección de datos. (Anexo I).

Se realizó una comparativa de la fuerza residual de los resortes de NiTi VS. Retroligaduras, con un rango de fuerza inicial de 200gr para los dos aditamentos; se obtiene que la retroligadura a los 21 días posterior a su activación genera una fuerza residual de 142 gr y el resorte de NiTi 188 gr de fuerza medido con el dontrix. En esa misma cita (2ª cita) se vuelve activar el resorte y la retroligadura a 200 gr. Regresa a la 6ª semana (42 días) desde la primera cita y se vuelve a medir la fuerza residual, resultando que la retroligadura obtuvo 130 gr y el resorte de NiTi 195 gr de fuerza. En esa misma cita (3ª cita) se volvió activar los aditamentos a 200 gr de fuerza. Regresa a la 9ª semana (63 días) desde la primera cita, se volvió a medir la fuerza obteniendo que la fuerza residual de la retroligadura fue de 125.8 y del resorte de NiTi 193.1 gr de fuerza. (Tabla 1, Grafico 1). En la última cita hubo mayor degradación de la retroligadura en comparación con las otras dos citas anteriores. Por cada 3 semanas la retroligadura tuvo más degradación de fuerza que el resorte de NiTi. El resorte de NiTi mantuvo una fuerza cercana a la inicial. La fuerza residual en promedio por los 3 meses en retroligadura fue de 132.6 gr y de resortes de NiTi de 192.03 gr de fuerza. (Tabla 1, Grafico 2)

Semana	Resorte	Retroligadura
Inicio	0	0
1a cita	200	200
21 días	188	142
2a cita	200	200
42 días	195	130
3a cita	200	200
63 días	193.1	125.8

Tabla 1. Fuerza residual de cada 3 semanas

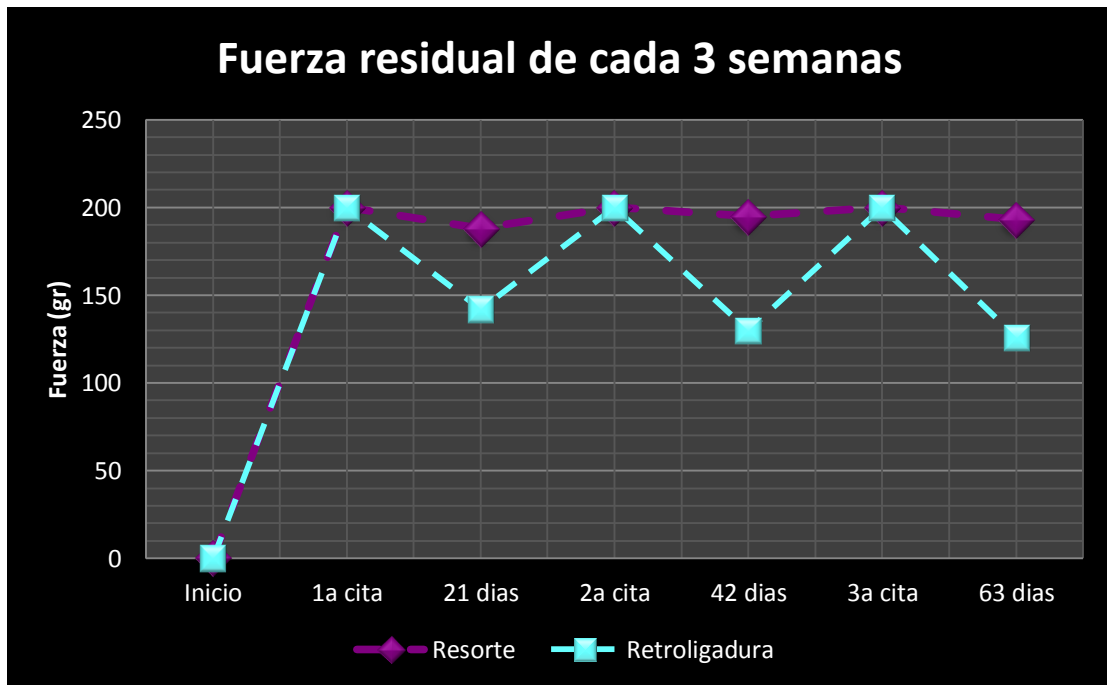


Grafico 1. Fuerza residual de cada 3 semanas

Por cada 3 semanas la retroligadura tuvo más degradación de fuerza que el resorte de NiTi. El resorte de NiTi mantuvo una fuerza cercana a la inicial. La fuerza residual en promedio por los 3 meses en retroligadura fue de 132.6 gr y de resortes de NiTi de 192.03 gr de fuerza (Grafico 2).

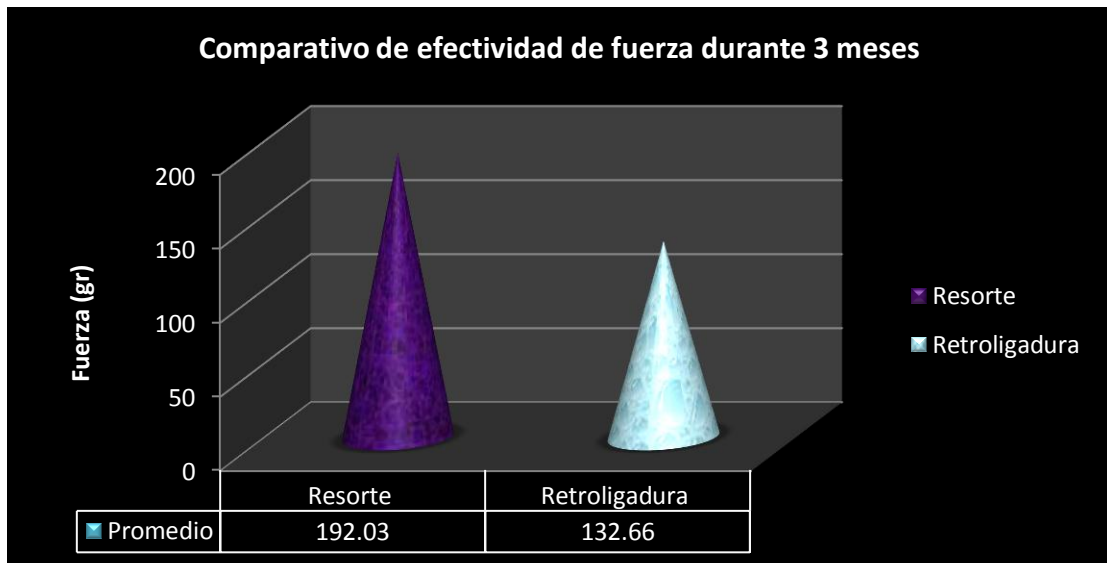


Grafico 2. Comparativo de la efectividad de fuerza durante los 3 meses

El nivel de efectividad de fuerza que se mantiene en el resorte de NiTi fue mucho mayor que en la retroligadura. En el resorte de NiTi se perdió en promedio durante los 3 meses 7.97 gr y la retroligadura perdió 67.4 gr de fuerza. Arrojando un porcentaje de pérdida de fuerza en el resorte de 3.98% y 33.7 % para la retroligadura. (Tabla 2)

Semana	% Resorte	% Retroligadura
3a	6	29
6a	2.5	35
9a	3.45	37.1
Promedio	3.98	33.7

Tabla 2. Porcentaje de pérdida de fuerza.

Manteniéndose así un porcentaje de efectividad mucho mayor en el resorte con 96.01% y 66.3% en la retroligadura en promedio durante los 3 meses.

Semana	% Resorte	% Retroligadura
3a	94	71
6a	97.5	65
9a	96.55	62.9
Promedio	96.01	66.3

Tabla 3. Porcentaje de efectividad

CAPITULO IV

4.1 DISCUSION

En este estudio se encontró significativamente una degradación de fuerza menor por los resortes de NiTi comparados con la retroligadura.

En el Grafico 1 los resultados de resortes fueron más lineales comparados con la retroligadura indicando que la fuerza se mantuvo más cerca a la inicial que la retroligadura donde hubo mayor degradación de fuerza.

Los resortes de NiTi producen una fuerza más constante y biológicamente aceptable que las fuerzas altas e intermitentes generadas por los módulos elásticos (retroligaduras). Estos últimos sufren una rápida degradación de fuerza de aproximadamente 50% después de las 4 semanas con una consecuente pérdida de acción.^{7,8}

De acuerdo con la literatura, señalan que los resortes de NiTi emiten una magnitud de fuerza inicial cercana a la ideal, y son más resistentes a la degradación de la fuerza que las retroligaduras.^{9, 11}

Han y Quick (1993) mencionaron en su estudio que el resorte de NiTi no sufrió degradación de sus propiedades, en contraste con este estudio donde se pudo observar que tanto las retroligaduras como el resorte de NiTi perdieron parte de su capacidad de generación de fuerza.

La propiedad particular del níquel y titanio súper elástico en la producción de una fuerza continua con un rango de acción largo ha sido bien documentado^{2,4}. La posibilidad de que el resorte de níquel-titanio, en continua acción, podría tener algunas ventajas en la mecánica de aparatos fijos de cierre de espacio, se investigó y se compara con un módulo de retención actualmente elástico, proporcionando una fuerza intermitente⁵. Sin embargo, la preocupación ha sido expresada previamente que el cierre de espacios excesivamente rápido también puede conducir a efectos no deseados, tales como la pérdida de control del diente y agrupamiento de los tejidos blandos en el sitio de extracción con la consecuente reapertura del espacio posterior.

4.2 CONCLUSION

El uso del resorte de NiTi mantuvo una mejor y constante fuerza en el cierre de espacios que la retroligadura. Esto es debido a que en la cavidad oral los elastómeros absorben agua y saliva, lo cual causa un rompimiento en los enlaces internos y una deformación permanente del material. Los efectos de las enzimas de la saliva, la masticación, la higiene oral, y la temperatura puede influenciar a la degradación de la fuerza.

La retroligadura pierde más del 40 % de su fuerza en 21 días de ser activado.

El resorte de NiTi mantiene una fuerza en promedio del 96% por los 3 meses, provee una fuerza constante durante su uso clínico. Se mantiene activo por un periodo considerable y los pacientes no necesitan regresar cada 3 semanas para nuevamente ser activados.

El análisis comparativo de los datos reporto que tanto la retroligadura, como los resortes de NiTi tienen una degradación de fuerza, pero solo la técnica de resortes presento una menor degradación que la técnica de retroligadura.

Los resultados permiten la selección adecuada del aditamento ya que se conocieron los niveles de degradación de los mismos en un ambiente clínico.

BIBLIOGRAFIA

1. Quinn R.S, Yoshikawa D.K. A reassessment of force magnitude in orthodontics. Am JC, 1985;88: 252-60
2. Deepak Kumar A. et al. A comparative study of orthodontic coil springs. The Journal of Indian Orthodontic Society, 2011;45(4):160-168
3. R. H. A. Samuels, MSc., M. Orth., S. J. Rudge, M. Orth., and L. H. Mair, PhD. A comparison of the rate of space closure using a nickel-titanium spring and an elastic module: A clinical study. AM J ORTHOD DENTOFAC OFITHOP 1993;103:464-7.)
4. *Rudge S. y Mair .A clinical study of space closure with nickel titanium closed coil springs and an elastic module. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998;114:73-9*
5. Miura E. Super-elastic Japanese NiTi alloy wire. American Journal Orthodontic Dentofac Orthop (1988;94 :89-96.)
6. Clemens M., MD. Force delivery of Ni-Ti coil springs. AM J Orthod Dentofac Orthop 1996;109: 8-21 .
7. Kuster R, Ingervall B, Burgin W. Laboratory and intra-oral tests of the degradation of elastic chains. Eur J Orthod 1986;8:202-8.
8. Rock WP, Wilson HJ, Fisher SE. Force reduction of Orthodontic Elastomeric chains after one month in the mouth. Br J Orthod 1986;13: t47-50.
9. Han S, Quick DC. Nickel-titanium spring propierties in a simulated oral environment. Angle Orthod. 1993; (1):67-72.
10. Angolkar P. V., Arnold J. V., Nanda R. S, and Duncanson M. G., “Force degradation of closed coil springs: an in vitro evaluation,” *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1992, Vol. 102, no. 2, pp. 127–133.

11. Nattrass C., Ireland AJ, Sheriff M. The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil spring. *Eur J Orthod.* 1998;20:169–76.
12. Padmini S. Comparison of Active Tie Backs and Nickel Titanium Coil Springs in Canine Retraction: A Clinical Study with the MBT System 2011;45(4):160–169.
13. Manhartsberger S. Force delivery of Ni-Ti coil springs. *American Journal Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109:8-21
14. Von Fraunhofer B. J. Force generation by orthodontic coil springs. *The Angle Orthodontist.* 1993 Vol. 63 No. 2
15. Quickn H. et al. Nickel- titanium spring properties in a simulated oral environment. *The Angle Orthodontist.* 1993 Vol. 63 No.1
16. Yee A. et al. Rate of tooth movement under heavy and light continuous orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:150.e1-150.e9
17. Mile D. Self-ligating VS conventional twin brackets during en-masse space closure with sliding mechanics *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:223-5.
18. Marsel B. Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement. *Angle Orthod* 1999; 69: 151-8.
19. Profit W. *Contemporary orthodontics.* St Louis: Mosby Year Book; 1999
20. M. Manríquez-Avalos et al. Como se logra el movimiento dental. *Archivos de ciencia* vol. 4, no. 2, 2012
21. Graber T, Vanarsdall R, Vig K. *Ortodoncia. Principios y Técnicas Actuales.* España: Elsevier. 2006. 156-173.
22. Roberts EW, Huja S, Robert J. Bone Modeling: Biomechanics. Molecular Mechanisms, and Clinical Perspectives. *Seminars in Orthodontics* 2004;10: 123-161.
23. Sodek J, Marc D. Molecular and Cellular Biology of Alveolar Bone. *Periodontology.* 2000; 24: 99-126.

24. Masella R, Meister M. Current concepts in the biology of orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129: 458-468.
25. Davidovitch Z. Tooth movement review. *Crit Rev Oral Biol Med* 1991; 2: 411-450.
26. Yijin R; Jaap C. Kuijpers-Jagtman A. Optimum Force Magnitude for Orthodontic Tooth Movement: A Systematic Literature Review. *Angle Orthodontist* 2003; 73: 86-92
27. Tomoko K, Tetsuro K, et al. Effect of 8-hour intermittent orthodontic force on osteoclasts and root resorption. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135: 278.

ANEXO I

Tabla de recolección de datos de 58 arcadas por 3 meses.

Nombre	Semana	Aditamento	Fuerza inicial	Fuerza residual	Gr perdidos	
BERNARDO HUESCAS	3a	RESORTE	200	180	20	
	3a		200	180	20	
JOSELYN CASTILLO	3a		200	195	5	
	3a		200	185	15	
PATRICIA	3a		200	195	5	
	3a		200	195	5	
RAFAEL	3a		200	195	5	
	3a		200	195	5	
FERNANDO	3a		200	180	20	
	3a		200	180	20	
BERNARDO HUESCAS	3a		RETROLIGADURA	200	150	50
	3a			200	150	50
JOSELYN CASTILLO	3a			200	120	80
SAMANTHA FERNANDEZ	3a			200	150	50
	3a	200		150	50	
	3a	200		120	80	
FERNANDO	3a	200		150	50	
	3a	200		150	50	
BERNARDO HUESCAS	6a	RESORTE		200	195	5
	6a			200	195	5
JOSELYN CASTILLO	6a		200	195	5	
	6a		200	195	5	
PATRICIA	6a		200	195	5	
	6a		200	195	5	
RAFAEL	6a		200	195	5	
	6a		200	195	5	
FERNANDO	6a		200	195	5	
	6a		200	195	5	
BERNARDO HUESCAS	6a		RETROLIGADURA	200	120	80
	6a			200	110	90
JOSELYN CASTILLO	6a			200	150	50
	6a			200	150	50
SAMANTHA FERNANDEZ	6a	200		120	80	
	6a	200		150	50	

Comparación de la degradación de fuerza generada en retroligadura y resortes de NiTi en pacientes con extracciones

	6a		200	120	80
	6a		200	150	50
FERNANDO	6a		200	120	80
	6a		200	110	90
BERNARDO HUESCAS	9a	RESORTE	200	195	5
	9a		200	200	0
PATRICIA	9a		200	195	5
	9a		200	200	0
RAFAEL	9a		200	180	20
	9a		200	180	20
FERNANDO	9a		200	195	5
	9a		200	200	0
BERNARDO HUESCAS	9a	RETROLIGADURA	200	120	80
	9a		200	150	50
JOSELYN CASTILLO	9a		200	120	80
	9a		200	120	80
	9a		200	120	80
SAMANTHA FERNANDEZ	9a		200	150	50
	9a		200	120	80
	9a		200	115	85
	9a		200	115	85
FERNANDO	9a		200	110	90
	9a		200	120	80
	9a		200	150	50

