

UNIVERSIDAD PRIVADA DE TACNA
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
ESCUELA PROFESIONAL DE ODONTOLOGÍA
Especialidad de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar



“MECÁNICA EN EL CIERRE DE ESPACIOS”

**TRABAJO ACADÉMICO PARA OBTENER EL
TÍTULO DE SEGUNDA ESPECIALIDAD EN
ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR**

Presentado por:

CD. Pedro Mclein Quiroz Zevallos

TACNA-PERÚ

2019

CONTENIDO

| | |
|---|----|
| RESUMEN | 3 |
| ABSTRACT..... | 4 |
| I. INTRODUCCIÓN | 5 |
| II. ANCLAJE..... | 6 |
| III. MÉTODOS PARA EL CIERRE DEL ESPACIO | 11 |
| 3.1 MECÁNICA CON FRICCIÓN O DE DESLIZAMIENTO..... | 11 |
| 3.2 MECÁNICA CON FRICCIÓN EN LA ORTODONCIA LINGUAL..... | 18 |
| 3.3 MECANICA SIN FRICCIÓN | 21 |
| 3.4 MECANICA SIN FRICCIÓN EN LA ORTODONCIA LINGUAL..... | 27 |
| IV. CONCLUSIONES..... | 29 |
| VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 30 |

MECÁNICA EN EL CIERRE DE ESPACIOS. ARTÍCULO DE REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.

RESUMEN

El tratamiento de elección en pacientes con gran déficit de espacio o con protrusión bimaxilar es la extracción de los primeros premolares; Donde, obtener un anclaje máximo de los dientes posteriores es de gran importancia para retraer los dientes anteriores y así corregir el perfil facial.

El cierre del espacio se puede hacer mediante mecánica de fricción o sin fricción. En la mecánica de fricción o deslizamiento; el cierre del espacio se da por medio de resortes helicoidales o elásticos que permiten que los brackets se deslicen a través del arco de ortodoncia; siendo comúnmente usado debido a su simplicidad, pero su eficiencia se puede reducir debido a la unión entre el bracket y el arco, lo que reduce el movimiento del diente. Y la mecánica sin fricción, donde se usan ansas y dobleces para obtener fuerzas que cierran el espacio, lo que produce momentos diferenciales tanto en unidades activas como reactivas, pero se requiere mayor habilidad y preparación para el doblado del arco, y la presencia de las ansas pueden ser incómodos para el paciente.

Por lo que se realiza una búsqueda bibliográfica actualizada con el objetivo de describir los procedimientos más adecuados en la mecánica del cierre de espacio.

Concluyéndose en que la mecánica de fricción o deslizamiento es la más aceptada por los clínicos.

PALABRAS CLAVE: Fricción, sin fricción, retracción, cierre de espacios, mecánica de deslizamiento.

ABSTRACT

The treatment of choice in patients with a large deficit of space or with bimaxillary protrusion is the extraction of the first premolars; Where, obtaining a maximum anchorage of the posterior teeth is of great importance to retract the anterior teeth and thus correct the facial profile.

The closing of the space can be done by friction mechanics or without friction. In the mechanics of friction or sliding; the closing of the space is given by means of helical or elastic springs that allow the brackets to slide through the orthodontic arch; being commonly used due to its simplicity, but its efficiency can be reduced due to the union between the bracket and the arch, which reduces tooth movement. And the mechanics without friction, where ansas and bends are used to obtain forces that close the space, which produces differential moments in both active and reactive units, but it requires more skill and preparation for the bow bend, and the presence of the Annoys can be uncomfortable for the patient.

Therefore, an updated bibliographic search is carried out with the objective of describing the most adequate procedures in the mechanics of space closure.

Concluding that the mechanics of friction or sliding is the most accepted by clinicians.

KEY WORDS: friction, frictionless, retraction, space closure, sliding mechanics.

I. INTRODUCCIÓN

Un objetivo de la ortodoncia es terminar con una relación clase I estable. Lograr este objetivo en los casos de extracción, es el resultado de la relación entre la mecánica del cierre del espacio y el anclaje requerido. El plan de tratamiento para casos con extracción, se basa en las necesidades individuales de cada paciente. La correcta selección de la mecánica de cierre del espacio para cada caso, es fundamental para el éxito del tratamiento ¹.

A lo largo de los años, se han descrito numerosas innovaciones y complementos que pretenden acelerar el movimiento de los dientes y reducir el tiempo total para el cierre de espacios, siendo una duración promedio de aproximadamente 20 meses, en un tratamiento relativamente estable ².

El cierre del espacio es una fase esencial cuando es necesario realizar extracciones dentales. Este es un proceso multifactorial, complicado que requiere conocimientos, habilidades y experiencia para completar el tratamiento con éxito.¹

Controlar la tercera ley de Newton (donde los elementos activos siempre proporcionan la misma fuerza opuesta en los dientes que se mueven y en los dientes de anclaje. Esta fuerza opuesta puede causar un movimiento indeseado de los dientes de anclaje), la inclinación y la torsión de los segmentos anterior y posterior, es fundamental para cerrar con éxito los espacios de extracción ^{3,4}.

Además, la eficiencia del cierre del espacio se ve afectada por diversos factores, como el tipo de bracket, el tamaño del arco y la degradación o desgaste de los sistemas con las que se aplica la fuerza ⁵.

También, se debe tener en cuenta que las magnitudes de las fuerzas iniciales de los aparatos son generalmente diferentes. Los ortodoncistas a menudo carecen de la capacidad de aplicar una fuerza exacta para la retracción; y, además, las diferentes estructuras del ligamento periodontal y la actividad ósea de los pacientes adultos y jóvenes podrían estar relacionadas con la tasa de movimiento dental ortodóntico ⁵. En la práctica, el clínico está buscando mecanismos de cierre de espacio que proporcionen un buen control de anclaje y menos tiempo de tratamiento ¹.

En resumen, se deben considerar seis objetivos para el cierre de espacio tridimensional: 1) Control diferencial del cierre-anclaje de espacio; 2) mínima

cooperación del paciente; 3) Control de la inclinación axial; 4) Control de rotaciones y anchura del arco; 5) Respuesta biológica óptima; y 6) la conveniencia del operador ⁶.

La retracción o el cierre del espacio después de la extracción en ortodoncia se puede realizar mediante mecánica de fricción / deslizamiento o mediante mecánica de sin fricción / loop o ansas. Muchos investigadores determinaron que el inconveniente de la mecánica de deslizamiento se da en términos de poder superar la cantidad de fricción generada entre el bracket y la interfaz del arco, antes de lograr un movimiento efectivo de los dientes, concluyendo en que esto se puede lograr evitar usando la mecánica sin fricción / ansa ⁷.

El objetivo del presente trabajo es realizar una revisión bibliográfica actualizada para el manejo adecuado de la mecánica del cierre de espacio en ortodoncia, describiendo las dos técnicas más utilizadas.

II. ANCLAJE

El anclaje en la ortodoncia se puede obtener por medios tanto extraorales como intraorales, incluyendo cascos extraorales, dientes, cortical ósea y tejidos blandos ⁸.

Anclaje es el término usado por los ortodoncistas para describir el proceso de asegurar que se produzcan movimientos dentales deseables y que se eviten movimientos dentales indeseables en las tres dimensiones. En resumen, el anclaje ortodóntico por definición es la resistencia a movimientos dentales no deseados, y necesita ser reforzado en muchos pacientes; este se logra mediante la adición de unidades resistentes, como la incorporación de múltiples dientes, el uso de arnés, mascarillas, casco extraorales, arcos transpalatales (incluidos los botones de Nance), arcos linguales, Elásticos intermaxilares y concepto de momentos diferenciales ^{4,8,9}. Sin embargo, estos métodos no son efectivos para proporcionar un anclaje absoluto y se han informado 2-3 mm de movimiento mesial de los dientes de anclaje ⁹. (Figura 1)



Figura 1. Barra palatina, sistema de anclaje convencional, en casos de extracción de premolares

El principio básico de los refuerzos del anclaje es distribuir las fuerzas de reacción y reducir la presión sobre las unidades de anclaje ⁴.

Una de las clasificaciones de anclaje más utilizadas se aplica a la técnica de arco segmentado: El grupo A, es cuando los segmentos posteriores permanecen en su posición original y la totalidad el espacio se utilice para la retracción anterior; El Grupo B requiere que aproximadamente la mitad del espacio sirva para la retracción; y el Grupo C requiere que la mayor parte del espacio esté cerrado por la retracción de los dientes posteriores. Y actualmente, un cuarto tipo de anclaje se puede agregar a la clasificación de Burstone, denominado anclaje absoluto, obtenidos por un anclaje esquelético ⁶. (Figura 2)

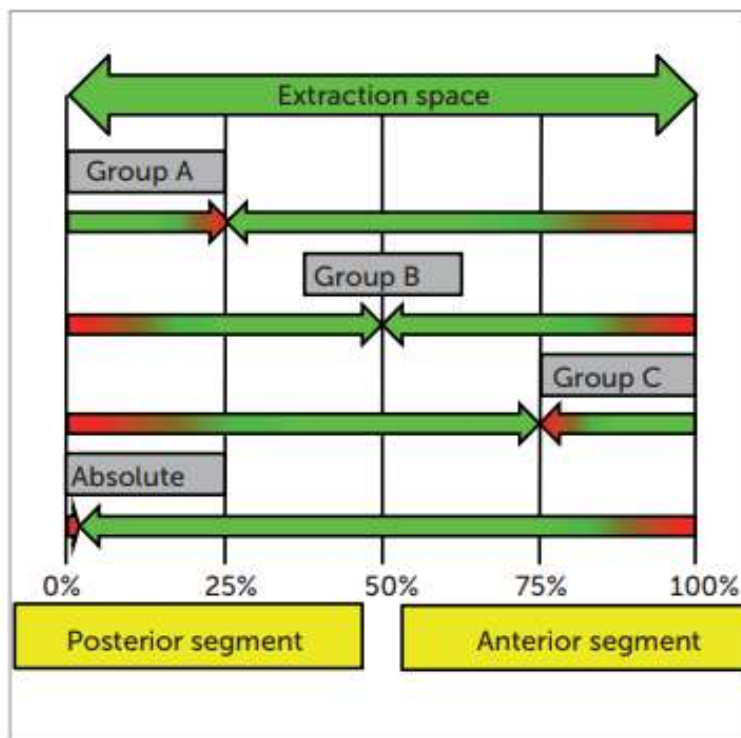


Figura 2 - Clasificación de anclaje: el cierre del espacio del Grupo A incluye, en promedio, el 25% de la pérdida del anclaje posterior y el 75% de la retracción anterior; El cierre del espacio del Grupo B incluye una mayor cantidad de movimientos dentales anteriores y posteriores; El cierre del espacio del Grupo C incluye, en promedio, 75% de retracción posterior y 25% de retracción anterior. El anclaje absoluto incluye prácticamente el 100% de la retracción anterior.

Los métodos tradicionales de refuerzo de anclaje presentan inconvenientes, como, por ejemplo, la colaboración del paciente que cumpla y use los dispositivos el tiempo sugerido, pero en la vida real, aproximadamente un tercio de los pacientes no cumplen y por otro lado, se reporta que hasta un 50% de los pacientes presentan una pérdida de anclaje inaceptable ⁴.

Cuando se extraen los primeros premolares seguidos de la retracción en masa de los dientes anteriores, se requiere refuerzo del anclaje. El anclaje puede

reforzarse con diferentes técnicas: una forma tradicional y conveniente de reforzar el anclaje es unir varios dientes (un bloque de anclaje). Esta técnica se basa en que cada diente tiene un cierto valor de anclaje. El uso de un bloque de anclaje es adecuado porque se pueden agregar al aparato dientes adicionales, como las segundas molares que se conectan al primer molar y el segundo premolar utilizando una ligadura de acero inoxidable, de esa manera, se cambia la relación de la superficie de la raíz entre los bloques de anclaje y los dientes delanteros. Teóricamente, esto resulta en un menor movimiento mesial de los dientes de anclaje ^{4,10}. Este bloque molar es un sistema de anclaje que puede insertarse en cuestión de minutos y no implica material caro ni mayor trabajo dental ¹⁰, ni se depende de que el paciente cumpla o no, con su uso ⁴.

Sin embargo, Ganzer y colaboradores ⁴, encontraron que los bloques molares no aumentaron la capacidad de anclaje en el cierre de espacio, provocando el movimiento de los primeros molares superiores, caracterizados por la rotación mesial y la inclinación mesial. por lo tanto, no pueden recomendarse como un refuerzo de anclaje.

Recientemente, se han sugerido dispositivos de anclaje ortodónticos esqueletales como un método confiable para proporcionar anclaje máximo-absoluto. Estos pueden ser implantes, placas, tornillos o dispositivos retenidos por tornillos que se insertan en el hueso para proporcionar resistencia a movimientos dentales no deseados (anclaje indirecto) o a un punto desde el cual se puede aplicar tracción ortodóntica (anclaje directo); en términos generales, se pueden dividir en dos categorías: Implantes osteointegrados, como implantes del paladar medio y “onplants”, y Dispositivos retenidos mecánicamente, como mini-placas de titanio, alambres cigomáticos y mini tornillos ⁸. (Figura 3)

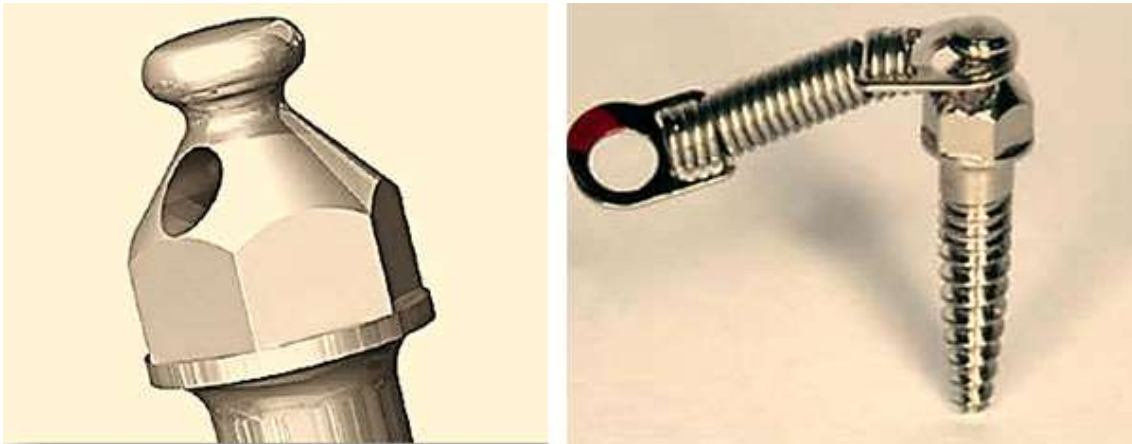


Figura 3. A. Detalle de una cabeza del minimplante, debidamente dimensionado para la fijación del resorte de Nitinol B. Resorte de Nitinol fijado a la cabeza del minimplante.

El uso de mini tornillos se ha incrementado debido a su facilidad de inserción y extracción, pueden cargarse y usarse inmediatamente, tienen un costo razonable, son biocompatibles y tienen capacidad para resistir las fuerzas de ortodoncia, siendo más eficaces. además, se ha informado que la tasa de fracaso es aceptable, en un 86.5 % y la experiencia de dolor y malestar es comparable a otros procedimientos de ortodoncia ^{8,10}.

Kakali y colaboradores ¹¹, hicieron una actualización sobre las tasas de fracaso de los implantes palatinos y los mini-tornillos utilizados con fines de anclaje ortodóntico. Los implantes palatinos se refieren a los mini implantes con un diámetro de 3.3 a 4.5 mm y los mini tornillos tienen un diámetro de 1.1 a 2 mm. La mediana de riesgo de falla de los implantes palatinos fue de 6.0% (rango: 0.0-26.1%) para un seguimiento promedio de 17.9 meses. Y La mediana del riesgo de falla de los mini tornillos fue de 6.1% (rango: 0.0-33.3%) para un seguimiento promedio de seis meses.

No parece existir una diferencia clínicamente significativa en el riesgo de falla entre los implantes palatinos y los mini tornillos; Aunque el control de anclaje de los dientes posteriores es superior con los mini-tornillos, se debe tener en cuenta el tipo y la dirección del movimiento del diente resultante que dependen de la interacción entre la línea de fuerza y el centro de resistencia (Cr) de cualquier diente específico o grupo de dientes. Se pueden producir diferentes tipos de movimientos en función de la línea de fuerza aplicada para el cierre de espacio. Además, otras variables biomecánicas, tales como el juego entre el arco y el

soporte, la deserción del arco, el uso de brazos de potencia, pueden tener un efecto significativo en el movimiento dental posterior. ⁹

Respecto al costo beneficio entre los mini tornillos y el anclaje molar en bloque, Ganzer y colaboradores ¹⁰, concluyeron en que cuando solo se necesita un anclaje moderado, los mini tornillos son menos rentables (mayor precio) que los bloques molares. Por lo que los mini tornillos deben utilizarse solo en casos donde se requiera de un anclaje absoluto (Figura 4).



Figura 4. Intervenciones en los grupos A (bloque molar) y B (minitornillos): 1) durante la nivelación y alineación, 2) durante el cierre del espacio.

III. MÉTODOS PARA EL CIERRE DEL ESPACIO:

3.1. MECÁNICA DE FRICCIÓN O DE DESLIZAMIENTO

La mecánica de fricción o de deslizamiento es recomendada como altamente eficiente, para el cierre de espacios en la ortodoncia de arco recto; requiere una flexión mínima de los arcos y proporciona un excelente control del paralelismo de las raíces y la forma del arco dentario. Sin embargo, se le vincula con la pérdida del anclaje ^{5,12}.

La fricción se define como la fuerza (F) que se opone a un movimiento cuando un objeto se mueve tangencialmente contra otro. Cuando dos superficies en contacto se deslizan una contra otra, surgen varias fuerzas. El componente de fuerza normal (N) se dirige perpendicular a las superficies de contacto. La fricción es directamente proporcional a la fuerza normal y se describe mediante la ecuación $F = \mu N$, donde μ = es el coeficiente de fricción ¹³.

La fricción se desarrolla cuando un objeto en movimiento (arco de alambre) entra en contacto con otro (ranura del bracket / alambre de ligadura) tangencialmente, resistiendo el movimiento; De esta forma, se reducen las fuerzas aplicadas por los aparatos durante el tratamiento ¹⁴.

3.1.1. Coeficiente de fricción: es un valor que muestra la relación entre la fuerza de fricción y la fuerza normal que se da entre los objetos.

La fricción se desarrolla cuando un objeto en movimiento (arco) entra en contacto con otro (ranura del bracket/ligadura) tangencialmente, resistiendo el movimiento; De esta forma, se reducen las fuerzas aplicadas por los aparatos de tratamiento ¹⁴.

3.1.2. Resistencia al deslizamiento: La fricción es solo una pequeña parte de la resistencia al movimiento, cuando un bracket se desliza a lo largo de un arco. La resistencia al deslizamiento tiene tres componentes: (1) *Fricción, estática o cinética* (FR), debido al contacto del arco con las superficies del bracket; (2) *unión o enlace* (BI), creada cuando los dientes contactan o el arco

se flexionan, de modo que hay contacto entre el arco y las esquinas del bracket (Figura 5); y (3) *notching* o *dobleces* (NO), se da cuando se produce una deformación permanente del arco en la interfaz bracket-arco. Esto ocurre a menudo bajo condiciones clínicas (Figura 6. El movimiento del diente se detiene cuando una ligadura se ajusta en la esquina del bracket y se reanuda solo cuando se suelta la ligadura ¹³.

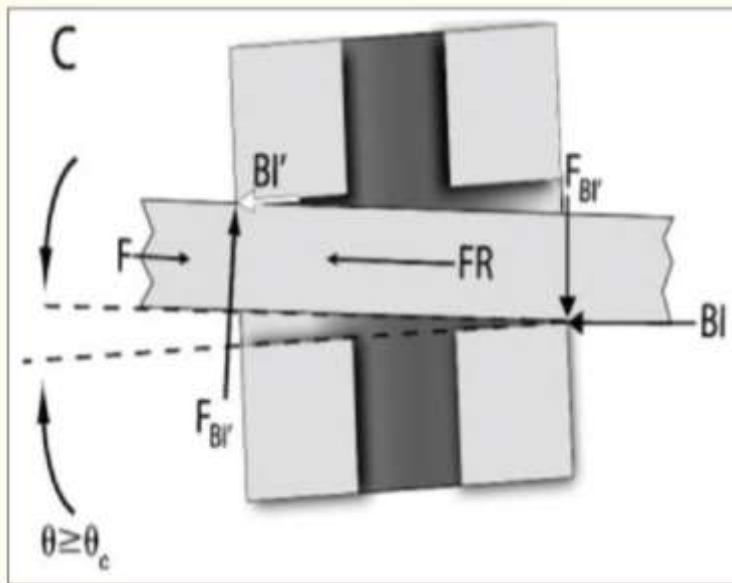


Figura 5. Enlace o Unión del arco con las esquinas del bracket.

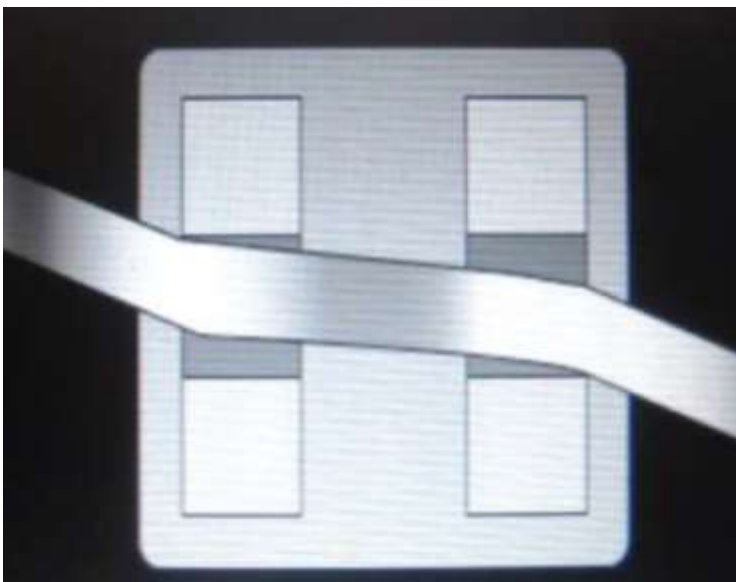


Figura 6. Dobleces del arco.

El aporte de la fricción, la unión y el dobléz a la resistencia al deslizamiento, puede entenderse mejor considerando las tres etapas en la fase activa de los dientes en movimiento:

- La primera es la etapa temprana del deslizamiento, cuando comienza a ocurrir las puntas de los dientes y el contacto del alambre con la esquina del bracket; tanto la fricción como la unión contribuyen a la resistencia al deslizamiento: $RS = FR + BI$
- En la etapa 2, el ángulo de contacto aumenta entre el bracket y el arco, cuando la unión es la fuente principal de resistencia y la fricción se vuelve intrascendente: $RS = BI$
- En la etapa 3, si el ángulo de contacto se vuelve lo suficientemente inclinado, se produce un dobléz en el alambre, y tanto la fricción como la unión se vuelven insignificantes: $RS = NO$ ¹³.

3.1.3. Técnicas en la mecánica de fricción o de deslizamiento: El cierre de los espacios de extracción se puede realizar utilizando dos técnicas principales de deslizamiento o retracción: (1) Retracción en masa (retracción simultánea de todo el segmento anterior) o (2) Retracción de dos pasos (retracción separada del canino seguido de los cuatro incisivos).

Para el cierre de espacio logrado por retracción en masa, los incisivos y caninos se retraen en un solo paso, como si fueran un solo bloque. En retracción de dos pasos, el primer paso consiste en retraer los caninos de forma independiente hasta que alcancen contacto total con el segundo premolar; luego se incorporan en el bloque posterior de dientes compuesto por el segundo premolar y los primeros y segundos molares. En el segundo paso, este bloque posterior se usa como una unidad de anclaje para retraer los incisivos ¹⁵.

Algunos afirman que la técnica de dos pasos produce menos tensión en la unidad de anclaje. En teoría, la división de la unidad activa de los caninos seguida por los cuatro incisivos debería resultar en una menor pérdida de anclaje o mesialización de las molares. Estas afirmaciones se basan en la diferencia en el área de la superficie del ligamento periodontal entre la unidad activa y la unidad de anclaje en todo momento. Por otro lado, esto es visto como una técnica complicada y que demanda mucho tiempo, donde dividir la tensión no anula su

efecto general sobre la unidad de anclaje. y, además, cuando los caninos se retraen individualmente, tienden a inclinarse y girar más que con la retracción en masa. Al final, la elección de cualquiera de estas técnicas depende de la experiencia y preferencia del operador ^{1,15}.

Aunque no hay evidencia definitiva de la fuerza óptima requerida durante el cierre del espacio, generalmente se prescribe un sistema que suministre una fuerza ortodóncica que genera 150-200 gramos de fuerza ¹².

Existen varios sistemas de suministro de fuerza, como el muelle helicoidal de NiTi, la cadena elastomérica, Amarres activos de ligadura, resortes de acero inoxidable, imanes y elásticos intermaxilares, han sido aplicados en el cierre del espacio ortodóncico ^{5,12}.

Siendo los más utilizados para la aplicación de fuerza, el resorte helicoidal de NiTi y el módulo elastómerico ^{5,12}

Fang y colaboradores ⁵, compararon un resorte helicoidal de NITI y un módulo elastómerico, concluyendo que el muelle helicoidal de NiTi podría ser un dispositivo de aplicación de fuerza más eficiente en el cierre del espacio ortodóncico. (Figura 7)

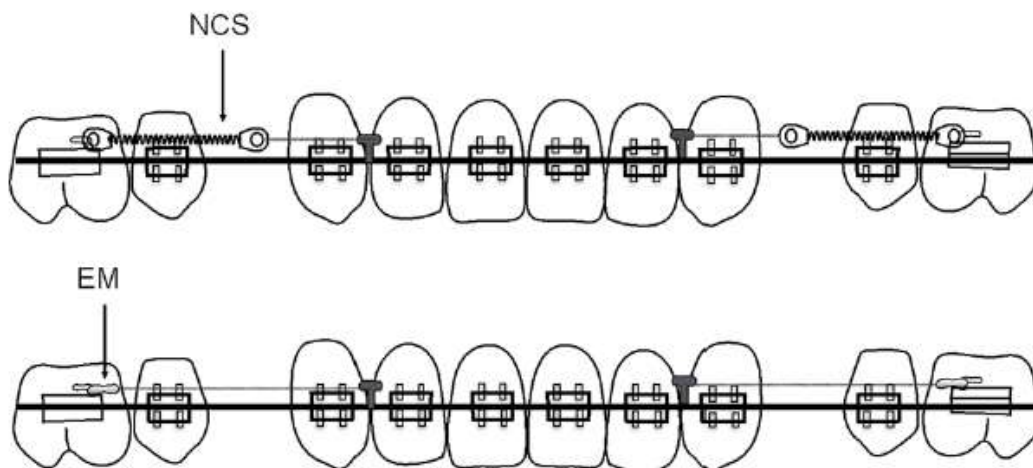


Figura 7. Esquema del cierre del espacio con NCS y EM (NCS, resorte helicoidal NiTi; EM, módulo elastómerico).

Del mismo modo, Mohammed y colaboradores ¹², en un metanálisis, concluyeron que tanto los resortes de cierre de NiTi como las cadenas elastoméricas son sistemas eficientes para el cierre del espacio; y que el cierre del espacio es el resultado de la retracción de los dientes anteriores, la pérdida de anclaje o la

combinación de ambas. Sin embargo, mencionan que existe evidencia moderada, que sugiere que el resorte de cierre de NiTi produce una tasa de cierre de espacio más rápida que la cadena elastomérica.

3.1.4. Factores que afectan la fricción: El movimiento de los dientes asociado con la mecánica de deslizamiento implica una relación dinámica entre los arcos, los brackets y el tipo de ligadura en el entorno oral. Por lo que se han identificado variables que pueden contribuir directa o indirectamente a los niveles de fuerza friccional entre el bracket y el arco, estas son: Los arcos, el bracket, la ligadura y los factores biológicos ^{13,14}.

Los arcos: actúan como engranajes para mover los dientes con ligeras fuerzas continuas y responden elásticamente a estas fuerzas durante un período de semanas a meses ¹⁴.

Se ha determinado que el tamaño del arco influye en la fricción que se da entre el ángulo de contacto crítico, entre el arco y la ranura del bracket. A medida que aumenta el diámetro del arco, el espacio libre en la ranura del bracket disminuye y la cantidad de superficie requerida para lograr el ángulo de contacto crítico disminuye. Por lo que, a mayor diámetro, el ángulo de contacto crítico se encuentra con menos superficie en el soporte. Además, los arcos más grandes son más rígidos y existe una mayor probabilidad de que la ranura cause dobleces en el arco.

Los arcos rectangulares producen mayor fricción que los arcos redondos, pero solo en ciertas circunstancias. Se ha encontrado que un cable de 0.020 " produce más fricción que un cable de 0.019 × 0.025" en ángulos bajos y altos. A la inversa, el cable de 0.018 " produce menos fricción que el cable de 0.017 × 0.025".

También se ha demostrado que la combinación de un arco de acero inoxidable y un bracket de acero inoxidable, produce la menor cantidad de resistencia de fricción. Los alambres de Elgiloy y NiTi producen más fricción que el acero inoxidable, mientras que las aleaciones de titanio y molibdeno (TMA) producen la mayor cantidad de fricción. ¹³

Brackets: El acero inoxidable ha sido el material más usado en ortodoncia. se evaluó la fricción entre los brackets de acero inoxidable y los arcos de ortodoncia de cuatro aleaciones (acero inoxidable, Co-Cr, NiTi y B-Ti). Encontrándose fuerzas de fricción que oscilan entre 40 a 336 g ¹³.

Ante la demanda estética en odontología, se han desarrollado brackets de Cerámica, alúmina policristalina, monocristalina y de policarbonato. Además, también se han hecho brackets de titanio, que afirman ser más biocompatibles que los de acero inoxidable, al compararse las características de fricción de estos y los de acero inoxidable, se vio que la rugosidad óptica del Ti era mayor que la de los de acero inoxidable; y con respecto al coeficiente de fricción, los brackets de Ti favorecieron más que los de acero inoxidable. Mientras que los brackets cerámicos producen casi el doble de fricción en comparación con los brackets de acero inoxidable.

También se ha comparado los tamaños del slot o ranura y se ha encontrado que el tamaño de la ranura no hace diferencia significativa en la cantidad de fricción producida. Sin embargo, se sugiere que en la etapa de alineación y nivelación se realice con una ranura de 0.018, debido al mayor potencial de unión ¹³.

Ligaduras: Las ligaduras de acero inoxidable se utilizaron universalmente durante la mayor parte del siglo XX, hasta la introducción de las ligaduras elastoméricas. Pero se ha calculado que el 31-54% de la fuerza de fricción total se debe a la fricción de la ligadura; y que la resistencia de fricción aumentaba a medida que la ligadura aplica una mayor fuerza al arco.

Recientemente, se ha introducido un nuevo sistema de ligadura de baja fuerza hecho de poliuretano médico que reduce notablemente la fricción producida. El arco puede deslizarse libremente como en un bracket pasivo de autoligado y se dice que causa menos molestias al paciente ¹³.

Autoligado: Se están promocionando los beneficios de los brackets autoligados desde que Stolzenberg introdujo el accesorio Russell en 1935. Se afirma que son más higiénicos, más eficientes durante los ajustes e incluso reducen el tiempo de tratamiento debido a la reducción de la fricción. (Figura 8) ¹³

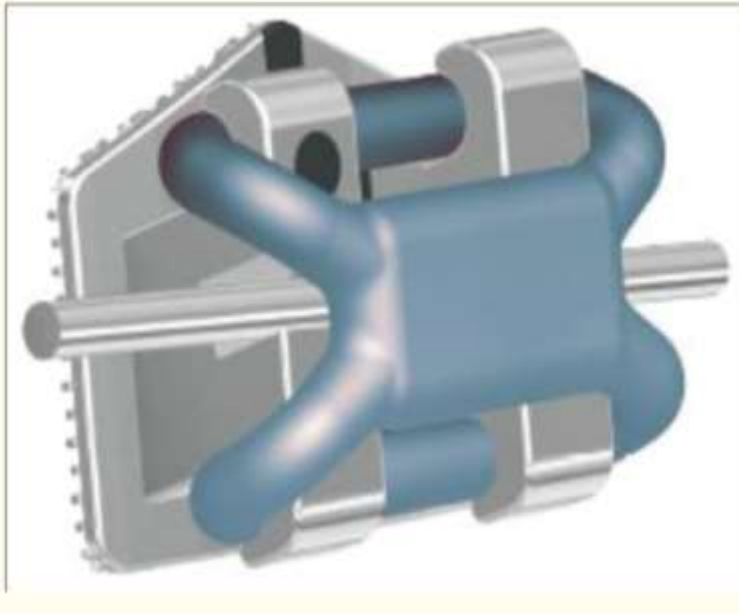


Figura 8: Sistema de ligadura de baja fuerza.

El debate sobre si un bracket autoligante debe tener un mecanismo de ligación activo o pasivo ha existido desde su desarrollo. Los defensores de un clip activo afirman que proporciona una "acción de inicio" en el arco cuando se desvía, lo que proporciona más control de la aparatología; y Aquellos que abogan por un clip pasivo dicen que hay menos fricción en el aparato durante la mecánica de deslizamiento, porque la ranura proporciona más espacio para el arco, y no proporciona una fuerza de frecuencia activa. Cuando un arco redondo delgado se encuentra pasivamente en la ranura, los brackets autoligados producen significativamente menos fricción que los brackets ligados convencionalmente ¹³. Esto se respalda en los resultados de El-Bialy y colaboradores ¹⁶, quienes al comparar la pérdida de fuerza debida a la fricción utilizando diferentes dimensiones de arcos y materiales entre brackets convencionales y autoligantes; encontraron los brackets autoligantes mostraron menor fricción que los brackets convencionales.

Factores biológicos: Se ha estudiado el efecto de la saliva en la fricción y se encontró que la saliva reduce la fuerza de fricción en un 15–19%. Sin embargo, se sugirió que la saliva puede actuar como un lubricante o un adhesivo según la combinación del bracket y el arco ¹³.

Además, el uso intraoral de arcos de ortodoncia es susceptible a que acumule residuos, por lo tanto, a la corrosión. Esto afecta la topografía de la superficie y

las propiedades mecánicas de los arcos, que causan un aumento en el coeficiente de fricción. La película adquirida se convierte en un poderoso modificador de fricción; En general, la fricción tiende a ser alta para superficies muy ásperas y muy lisas. Las superficies muy lisas hacen posibles áreas de adhesión relativamente grandes que tienden a crecer durante el deslizamiento, y las superficies muy rugosas causan una alta fricción debido al contacto y el acople de los picos y valles en su superficie ¹⁴.

Las variables biológicas que causan un aumento de la fricción incluyen la presencia de saliva, la película adquirida, la corrosión y la placa bacteriana, que se presentan como una interferencia adhesiva por el aumento de la tensión superficial en los arcos ¹⁴.

Kumar y colaboradores ¹⁴, encontraron que los arcos de acero inoxidable mostraron un aumento significativo en la cantidad de residuos y la rugosidad de la superficie, lo que incrementó las fuerzas de fricción entre las interfaces del bracket, los arcos y la ligadura, lo que reduciría considerablemente las fuerzas ortodónticas normales. Por lo que, no recomiendan continuar con el mismo arco después de la nivelación y la alineación para el cierre del espacio.

3.2. MECÁNICA CON FRICCIÓN EN LA ORTODONCIA LINGUAL

Ante la demanda estética actual, los aparatos linguales son la opción más estética, siendo cada vez más popular por su invisibilidad. Sin embargo, se cree que existen diferencias clínicas y biomecánicas entre las técnicas linguales y la ortodoncia labial convencional, como en la posición de los brackets, el perímetro del arco reducido y las variaciones anatómicas linguales. Aparte de que se pueden producir movimientos dentales indeseables durante el tratamiento. Particularmente, el "efecto de inclinación", y la pérdida de anclaje anterior durante el cierre del espacio; resultando alteraciones oclusales como la ausencia de una adecuada guía canina durante los movimientos laterotrusivos ^{17,18}.

Recientemente, Liu y colaboradores ¹⁷, determinaron que cuando se usa una sola fuerza de retracción lingual se presentan "efectos de inclinación" y movimientos indeseables. Sin embargo, cuando se utilizan fuerzas en ambos lados (bucal y lingual), llamada mecánica de "doble cable", se logra prevenir el

"efecto de inclinación". Recomendando, que se deben usar ambas durante el cierre del espacio en la ortodoncia lingual, para prevenir y corregir el "efecto de inclinación". Además, la magnitud de la fuerza bucal no debe ser inferior a la fuerza del lado lingual.

La mecánica de "doble cable" consiste en aplicar cadenas elastoméricas desde caninos a segundos molares en ambos lados bucal y lingual. Encontrando que tanto los "efectos de inclinación" transversales como los verticales fueron prevenidos y corregidos (Figura 9).

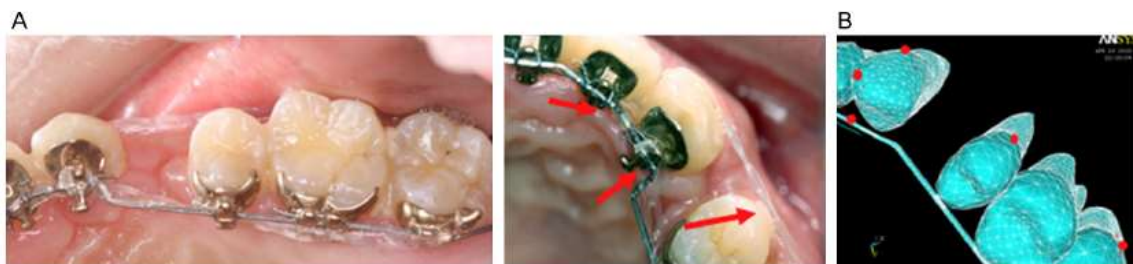


Figura 9. Características clínicas de la mecánica de "doble cable" y simulación en modelo 3-D FE. A. Ejemplo clínico de la mecánica de "doble cable". B. Los sitios de aplicación de la fuerza en la situación clínica y simulación en modelo 3-D FE.

Del mismo modo, Klang y colaboradores ¹⁸, evaluaron la efectividad del anclaje telescópico de Herbst en combinación con la mecánica de tracción de doble cable y aparatología lingual para el manejo del cierre de espacio, encontrando que se puede evitar la pérdida de anclaje anterior después del cierre de espacio. Concluyendo que esta combinación para el cierre ortodóntico del espacio puede ofrecer resultados de tratamiento predecibles y de alta calidad. (Figura 10)

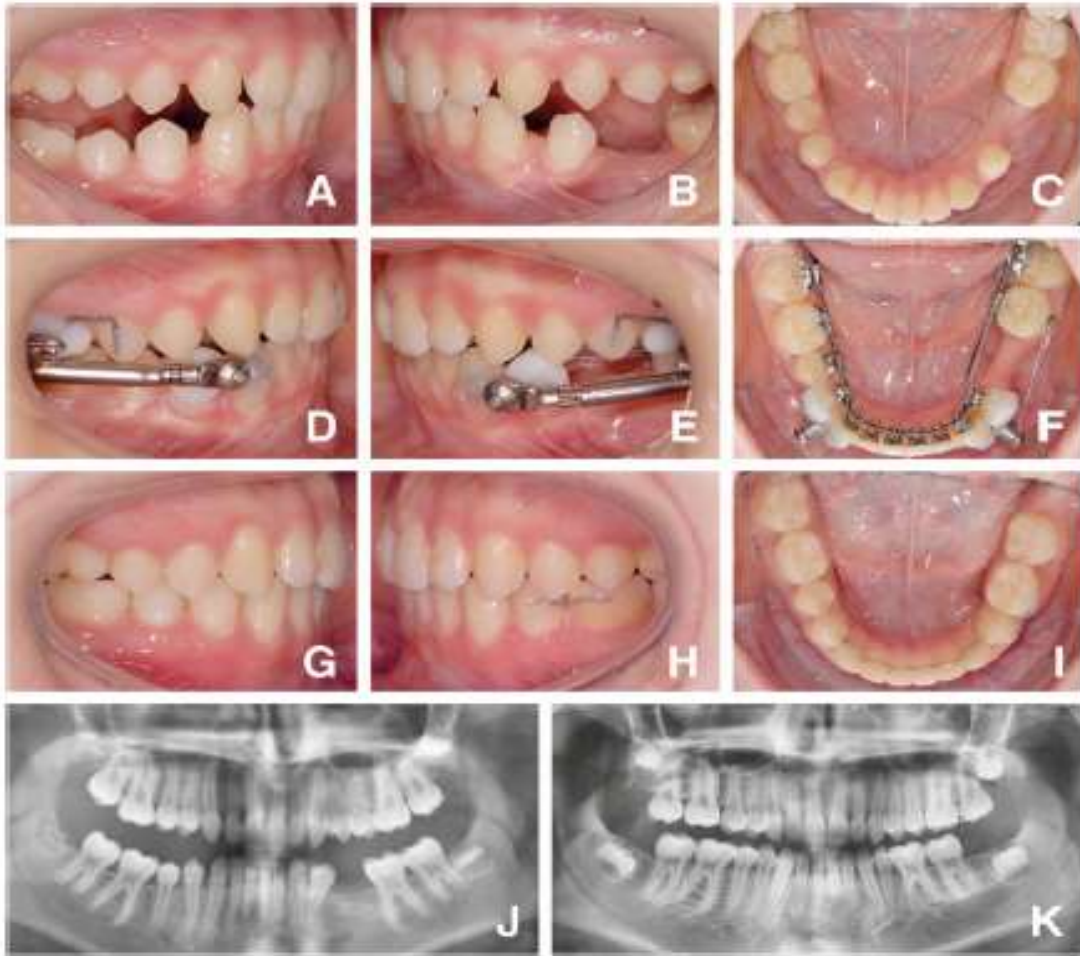


Figura 10. Presentación de un caso: Situación inicial; Las figuras A y B se tomaron después del tratamiento previo con aparatos funcionales removibles. Después de nivelar, alinear e iniciar el refuerzo de anclaje telescópico de Herbst (d, e, f), y luego de retirar la aparatología lingual fijo. Los retenedores maxilares posteriores ayudan a mantener la relación vertical, mientras que los retenedores mandibulares previenen la reapertura de los espacios (g, h, i). Las radiografías panorámicas muestran un paralelismo de la raíz adecuado después de completar el cierre del espacio de aplasia (j, k).

3.3. MECÁNICA SIN FRICCIÓN

La forma más sencilla de determinar y visualizar un sistema de fuerza es utilizar dos grupos de dientes, para obtener un centro de resistencia y un centro de rotación en cada unidad. Esto es posible utilizando el enfoque de arco segmentado. Además, la mayor distancia inter brackets y las menores tasas de carga / deflexión de las ansas son favorables para la biología del movimiento dental. Por lo que las ansas precalibradas, como el ansa en T, son una parte importante de este enfoque técnico; que brinda la posibilidad de obtener, con diferentes preactivaciones o con el posicionamiento excéntrico del resorte,

momentos o fuerzas diferenciales, para lograr un cierre diferencial del espacio,¹⁹.

En la mecánica sin fricción, las ansas de cierre tienen varias ventajas, entre las que se incluyen la fricción mínima, el control preciso del cierre del espacio y el "tiempo de rebote" adecuado para la verticalización del diente. Sin embargo, la técnica de ansa de cierre requiere habilidades adicionales y mayor tiempo para doblar arcos. Otras desventajas, son la irritación de los tejidos blandos, la acumulación de placa y la inclinación descontrolada que se puede ocasionar si no se realiza un buen doblaje¹².

3.3.1. CARACTERÍSTICAS PARAMÉTRICAS DEL ANSA EN T

Las ansas T se desarrollaron aplicando principios de ingeniería para aumentar las relaciones momento- fuerza (M / F) y optimizar su diseño. Por ejemplo, la altura vertical del bucle influye directamente en la relación M / F . A medida que aumenta la altura, se obtiene una mayor relación M / F . Esto ocurre porque el cable se vuelve más flexible y libera menos fuerza. Las alturas medias varían, entre 6 y 10,45 mm.

La relación M / F aumenta al agregar la longitud apical, pero nunca alcanza el valor absoluto de la altura. Por consiguiente, dentro de los límites anatómicos, incluso aumentar la longitud horizontal y la altura del ansa no es suficiente para producir un M / F ideal para la inclinación controlada y la traslación. Debido a esto, se sugieren las curvas de preactivación. La longitud apical varía de 10 a 16 mm.

La longitud horizontal del ansa está determinada por la distancia del bracket y la posición de los dientes. Es conveniente tener una mayor distancia entre brackets porque reduce dramáticamente la velocidad de carga / deflexión, liberando una magnitud de fuerza más constante. Por lo que, es recomendable usar alambres más rígidos en los brazos horizontales y más ligeros en la región del lazo. La mayoría utiliza una distancia cercana a los 23 mm.

Es importante tener en cuenta que, debido a su diseño más sofisticado, la relación M / F no es constante con activaciones más altas debido a que la forma del ansa cambia a medida que se desactiva. Por ejemplo, como el cierre de espacio aumenta, la fuerza disminuye aproximadamente un 30% y el impulso

disminuye aproximadamente un 18% en caso de un movimiento de traslación. Esto significa que cuando el bucle T se desactiva, la relación M / F tiende a aumentar ¹⁹. (Figura 11)

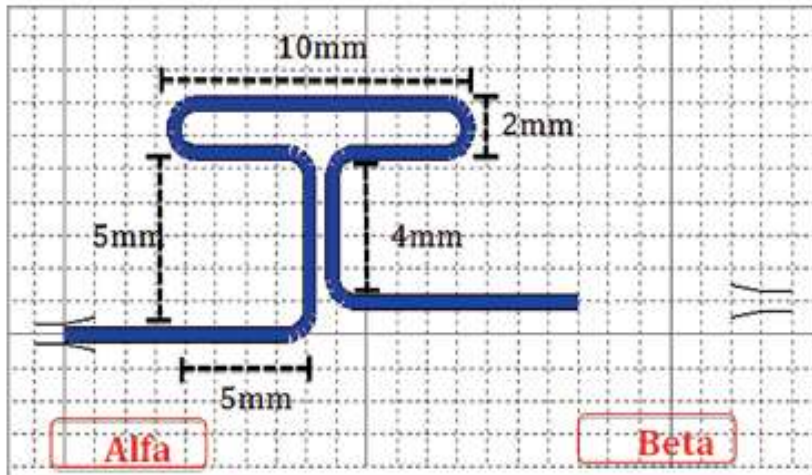


Figura 11. Ilustración de las características de la forma del anillo en T, realizado en el software Loop, según Kuhlberg y Burstone, 1997.

3.3.2 PREAMPLIFICACIÓN DEL ANILLO EN T

Debido a las limitaciones anatómicas, no es posible aumentar suficientemente el bucle para obtener la relación M / F deseada. Por lo tanto, es necesario agregar momentos más grandes al bucle, obtenido por medio de preamplificación ¹⁹. (Figura 12)

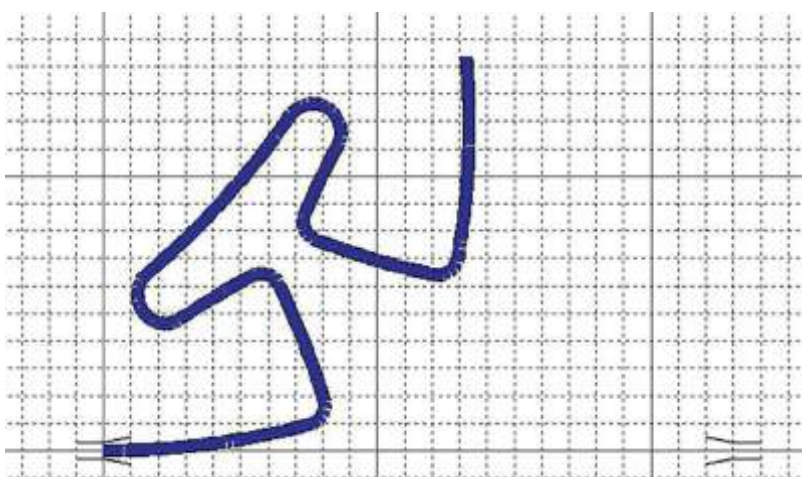


Figura 12. Ilustración de la preamplificación del anillo en T.

El principal problema, a considerar, cuando se agrega preactivación es la posición neutral. La posición neutral es la posición del ansa donde solo se utilizan los momentos para insertar el bucle en los tubos auxiliares, es decir, no hay fuerza horizontal (aunque pueden estar presentes algunas fuerzas verticales); de modo que cuando el bucle está cerrado, las patas verticales prácticamente solo se apoyan. Los momentos en la posición neutral se denominan momentos residuales. La posición neutral es un concepto importante de una forma específica. La posición inicial (posición neutral) para una fuerza horizontal cero es con los brazos verticales cruzados (cuando están presentes las curvas oclusales). El ortodoncista no puede asumir que hay fuerza cero, si los brazos verticales están simplemente tocando ^{6,19}. (figura 13)



Figura 13. Evaluación de posición neutral. los brazos verticales del ansa se intersecan, que deben corregirse solo para una ligera aproximación en la posición neutral

Lo ideal, cuando se agrega preactivación, es distribuir las curvas angulares entre las porciones oclusal y apical del bucle, disminuyendo la posibilidad de que las piernas se crucen. Cuando se coloca un ángulo en la intersección entre las patas horizontal y vertical, solo en la región oclusal, la cantidad de activación aumenta automáticamente a medida que las patas se intersecan y la posición neutral se modifica; teniendo en cuenta que estas cargas de preactivación son capaces de mantener los dientes en posición vertical durante la desactivación ^{6,19}.

El ansa en T puede preactivarse por curvatura o curvas concentradas. Las curvaturas promueven una mejor distribución interna de la tensión, ya que el momento de flexión se distribuye por todo el arco. Esto reduce la posibilidad de

deformación permanente, lo que hace posible formar preactivaciones más grandes ¹⁹. (Figura 14)

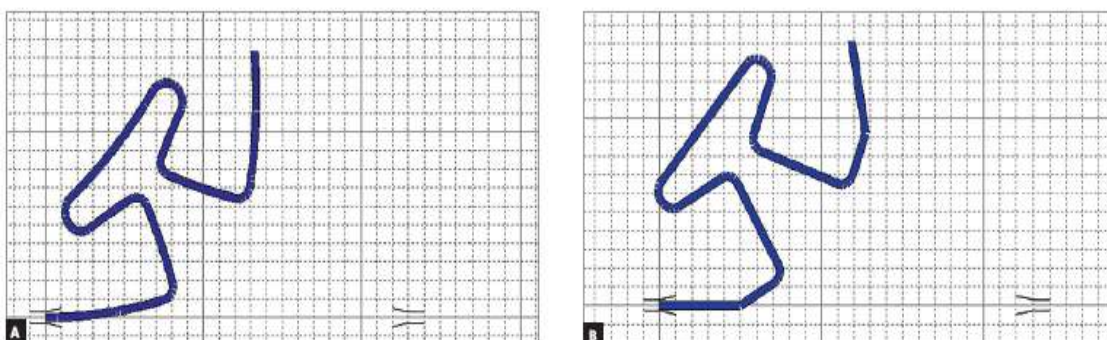


Figura 14. Ilustración de los tipos de pre-activación: A) pre-activación por curvatura; B) Preactivación por curvas concentradas.

3.3.3. ALEACIONES APLICABLES PARA EL ANSA EN T

Se pueden utilizar diferentes aleaciones para la construcción del anso en T. Esto cambia la rigidez, la cantidad de activación y puede aumentar o disminuir el riesgo de deformación plástica, ya que cambia la fuerza máxima y el momento liberado por el anso. Se ha encontrado que las aleaciones de titanio-molibdeno (beta-titanio o TMA), libera un 42% menos de fuerza que el acero inoxidable; por lo tanto, normalmente las aleaciones de acero inoxidable no son la primera opción. Se ha encontrado que la magnitud de la fuerza producida por las ansas de acero inoxidable fue mayor que la de TMA. El acero inoxidable, tiene una relación M / F de aproximadamente 6, en una activación de 7 mm ¹⁹.

Una forma de aumentar la relación M / F en el acero inoxidable es el tratamiento térmico a 300°. El ortodoncista puede tratar térmicamente (alivio de tensión) un arco de acero inoxidable cuando la formación de ansas no proporciona una tensión residual favorable. Sin embargo, incluso con el tratamiento térmico, la proporción M / F de los bucles fue de entre 5 y 6,8 mm, insuficiente para realizar la traslación. Si se hace esto, la activación en la boca será en la misma dirección que la última curva utilizada (efecto Bauschinger) ^{6,19}.

También, se debe tener en cuenta que la deformación plástica también depende del tiempo. La deformación en función del tiempo, también definida como relajación de la tensión, depende de la intensidad de la tensión y la temperatura,

ya que las altas tensiones y las altas temperaturas favorecen los movimientos de dislocación ¹⁹.

El efecto de Bauschinger: se asocia normalmente con condiciones en las que la resistencia de un metal disminuye cuando se cambia la dirección de la tensión; y está presente en la mayoría de los metales policristalinos. En otras palabras, si tenemos dos diseños diferentes de ansas en T, cuando se activa el ansa de cierre, si todas las curvas se doblan en la misma dirección, proporciona más resistencia a la deformación permanente, que si todas las curvas se doblan en la dirección opuesta ⁶. (Figura 15)

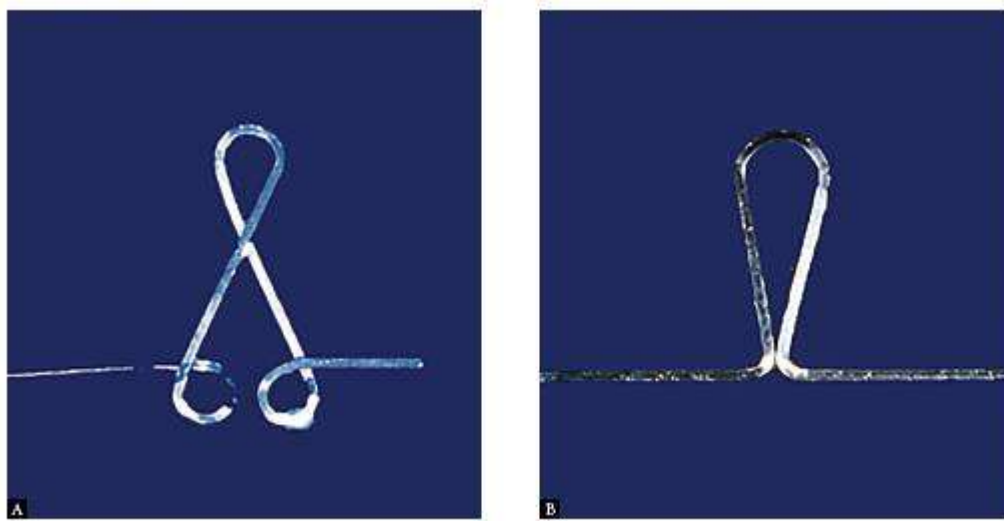


Figura 15. A) Ansa de cierre con curvas en dirección del resorte. Esta configuración presenta más resistencia a la deformación permanente durante la activación; B) Ansa de cierre con curvas en la dirección del desenrollado.

3.3.4 POSICIÓN DEL ANSA

Cuando se retrae el segmento anterior, El ansa de cierre debe estar inmediatamente distal al lateral o canino, para permitir la activación repetida a medida que el espacio se va cerrando. Sin embargo, la posición del ansa puede aumentar o disminuir la cantidad de pérdida de anclaje posterior. Si el ansa de cierre, se coloca descentrado entre las unidades anterior y posterior, la sección más corta crea momentos más grandes, fomentando la inclinación de las raíces (perdida de anclaje), mientras que la sección más larga crea momentos más pequeños, fomentando la traslación. Además, la colocación asimétrica del ansa

(no solo produce momentos desiguales), sino que también genera fuerzas verticales. Las fuerzas verticales podrían conducir a una profunda relación de sobremordida. Esto puede ser perjudicial cuando un ansa se coloca más cerca de los dientes anteriores debido a la extrusión⁶ (Figura 16).

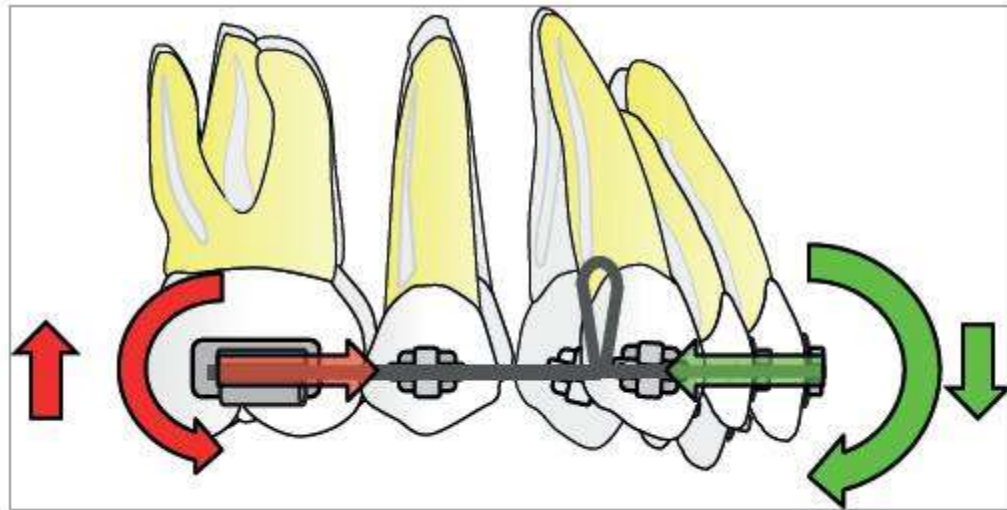


Figura 16. El lazo de caída de lágrimas colocado asimétricamente (más cercano a los segmentos anteriores que a los posteriores) proporciona una relación momento / fuerza muy baja con un control inadecuado de las raíces. La ventaja de esta posición del ansa es la posibilidad de numerosas activaciones en el mismo cable al cerrarse el espacio.

3.4. MECANICA SIN FRICCIÓN EN LA ORTODONCIA LINGUAL

La técnica lingual tiene diferencias biomecánicas con respecto a la técnica labial debido a la diferencia en el punto de aplicación de la fuerza y su distancia del centro de resistencia del diente.

En la ortodoncia lingual sin fricción, el ansa helicoidal cerrado, el ansa en L o el ansa en T se utilizan comúnmente para el cierre del espacio.

Para estimar la eficacia de cualquier bucle en una situación clínica, es importante determinar sus características biomecánicas como la fuerza, el momento y la relación de momento/fuerza. La biomecánica del movimiento dental se basa en el momento de fuerza (MF) aplicado en el soporte que se genera debido a la aplicación de fuerza lejos del centro de resistencia (CRes) ($MF = \text{Fuerza} \times \text{distancia perpendicular del soporte desde CRes}$). La relación M / F obtenida como una relación entre el momento de contrapeso (Mc) dado para negar el

efecto no deseado de MF y la fuerza. Esta relación determina el tipo de movimiento del diente posible, ya que la relación M / F de 7: 1 denota el movimiento de inclinación y 10: 1 se ve en el cuerpo y 12: 1 en el movimiento de la raíz. El ansa helicoidal cerrado es simple en su diseño, y el ansa en T brinda un mejor control del torque en dientes anteriores ¹.

Chacko y colaboradores ⁷, comparan las características biomecánicas del ansa helicoidal cerrado y el ansa en T en la activación de 1 mm con 30 ° de curvaturas compensatorias durante la retracción en ortodoncia lingual. Encontrando que para conservar el torque en el segmento anterior es preferible usar un ansa en T en lugar del ansa helicoidal cerrado. (Figura 17)

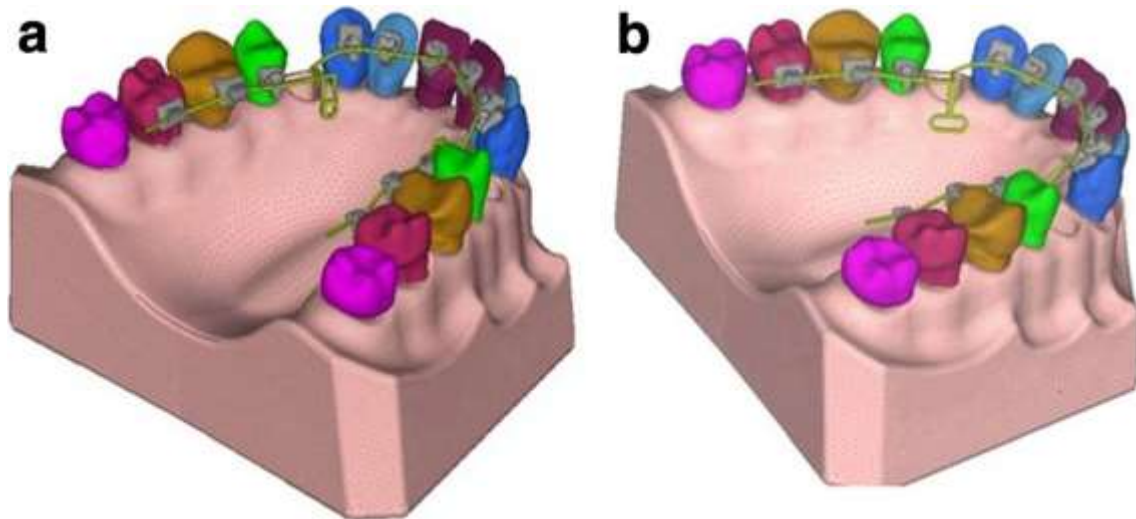


Figura 17. Modelo lingual de elemento finito. a) ansa en T. b) Ansa helicoidal cerrado.

IV. CONCLUSIONES

Dentro de la mecánica del cierre de espacio se han identificado dos métodos bien establecidos (Con fricción o deslizamiento y sin fricción) y ampliamente documentados, donde antes de ponerlos en práctica se debe tener una buena alineación y nivelación. Otro punto importante a tener en cuenta es el anclaje, el cual debe ser absoluto de preferencia reforzándose con el sistema de minitornillos. La activación debe ser siempre controlada con el uso de fuerzas livianas y darle el tiempo necesario, hasta lograr el objetivo. La mecánica de deslizamiento es considerada la más aceptada, debido a su simplicidad, sin embargo, la decisión estará siempre de acuerdo a la preferencia y preparación del clínico.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Rizk MZ, Mohammed H, Ismael O, Bearn DR. Effectiveness of en masse versus two-step retraction: a systematic review and meta-analysis. *Prog Orthod*. 2018 Jan 5;18(1):41. doi: 10.1186/s40510-017-0196-7.
2. DiBiase AT, Woodhouse NR, Papageorgiou SN, Johnson N, Slipper C, Grant J, Alsaleh M, Khaja Y, Cobourne MT. Effects of supplemental vibrational force on space closure, treatment duration, and occlusal outcome: A multicenter randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2018; 153(4):469-480
3. Andrade I Jr . Frictionless segmented mechanics for controlled space closure. *Dental Press J Orthod*. 2017 Feb;22(1):98-109.
4. Ganzer N, Feldmann I, Bondemark L. Anchorage reinforcement with miniscrews and molar blocks in adolescents: A randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2018; 154(6):758-767.
5. Fang S, Zhong Y, Li M, Luo J, Khadka N, Jiang C, Wang J, Du X. Comparing two methods of orthodontics space closure: a randomized clinical trial. *Int J Clin Exp Med* 2017; 10(10):14667-14672
6. Ribeiro GL ,Jacob HB. Understanding the basis of space closure in Orthodontics for a more efficient orthodontictreatment. *Dental Press J Orthod*. 2016; 21(2):115-25.
7. Chacko A, Tikku T, Khanna R, Maurya RP, Srivastava K. Comparative assessment of the efficacy of closed helical loop and T-loop for space closure in lingual orthodontics-a finite element study. *Prog Orthod*. 2018; 19(1):14. doi:10.1186/s40510-018-0210-8.
8. Alharbi F, Almuzian M, Bearn D. Anchorage effectiveness of orthodontic miniscrews compared to headgear and transpalatal arches: a systematic review and meta-analysis. *Acta Odontol Scand*. 2019; 77(2):88-98.
9. Jayaratne YSN, Uribe F, Janakiraman N. Maxillary incisors changes during space closure with conventional and skeletal anchorage methods: a systematic review. *J Istanbul Univ Fac Dent*. 2017; 51(3 Suppl 1):S90-S101. doi: 10.17096/jiufd.52884.

10. Ganzer N, Feldmann I, Petrén S, Bondemark L. A cost-effectiveness analysis of anchorage reinforcement with miniscrews and molar blocks in adolescents: a randomized controlled trial. *European Journal of Orthodontics* 2019, 41(2) 180–187. doi:10.1093/ejo/cjy041
11. Kakali L, Alharbi M, Pandis N, Gkantidis N, Kloukos D. Success of palatal implants or mini-screws placed median or paramedian for the reinforcement of anchorage during orthodontic treatment: a systematic review. *Eur J Orthod* 2018; 41: 9-20.
12. Mohammed H, Rizk MZ, Wafaie K, Almuzian M. Effectiveness of nickel-titanium springs vs elastomeric chains in orthodontic space closure: A systematic review and meta-analysis. *Orthod Craniofac Res.* 2018; 21(1):12-19.
13. Prashant PS, Nandan H, Gopalakrishnan M. Friction in orthodontics. *J Pharm Bioallied Sci.* 2015; 7(Suppl 2): S334–S338. doi:10.4103/0975-7406.163439
14. Kumar A, Khanam A, Ghafoor H. Effects of intraoral aging of arch-wires on frictional forces: An *ex vivo* study. *J Orthodont Sci* 2016; 5:109-16.
15. Schneider PP, Gandini Júnior LG, Monini ADC, Pinto ADS, Kim KB. Comparison of anterior retraction and anchorage control between en masse retraction and two-step retraction: A randomized prospective clinical trial. *Angle Orthod.* 2019; 89(2):190-199.
16. El-Bialy T, Alobeid A, Dirk C, Jäger A, Keilig L, Bourauel C. Comparison of force loss due to friction of different wire sizes and materials in conventional and new self-ligating orthodontic brackets during simulated canine retraction. *J Orofac Orthop.* 2019;80(2):68-78.
17. Liu D, Yan B, Lei F, Li J, Wang X, Rong Q, Zhou Y. Different sliding mechanics in space closure of lingual orthodontics: a translational study by three-dimensional finite element method. *Am J Transl Res.* 2019;11(1):120-130.
18. Klang E, Beyling F, Knösel M, Wiechmann D. Quality of occlusal outcome following space closure in cases of lower second premolar aplasia using lingual orthodontic molar mesialization without maxillary counterbalancing

extraction. *Head Face Med.* 2018; 14: 17. doi: 10.1186/s13005-018-0176-2

19. Vicilli AF, Freitas MPM. The T-loop in details. *Dental Press J Orthod.* 2018; 23(1): 108–117.