

UNIVERSIDAD INCA GARCILASO DE LA VEGA – LIMA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
OFICINA DE GRADOS Y TÍTULOS



“SISTEMAS DE FUERZA EN ORTODONCIA.”

TRABAJO ACADEMICO PARA OBTENER EL TÍTULO PROFESIONAL DE SEGUNDA
ESPECIALIDAD EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR

AUTOR: CD. NOELIA ROSA FÍDHEL RAMÍREZ

ORIENTADOR:
Mg Rolando Alarcón Olivera

LIMA – 2019

DEDICATORIA

A Stefano, mi amado hijo, por enseñarme el verdadero significado de la vida.

A Pablo, mi esposo, por todo el amor, apoyo y comprensión durante estos 3 años en la especialidad.

A mis padres Carmen y Roberto, por su amor y apoyo incondicional en cada uno de mis proyectos.

A mis queridos maestros, por guiarme en este proceso. Gracias por todo lo aprendido.

SISTEMAS DE FUERZA EN ORTODONCIA

ÍNDICE

INDICE DE FIGURAS.....	6
INDICE DE TABLAS.....	10

RESUMEN.....	11
INTRODUCCIÓN.....	12
CAPITULO I. CONCEPTOS BASICOS.....	13
1.1. Generalidades.....	13
1.2. Fuerzas y unidad de anclaje.....	13
1.3. Tasa de carga deflexión.....	14
1.4. Sistema de fuerza consistente.....	15
1.5. Sistema de fuerza inconsistente.....	15
1.6. Centro de resistencia.....	15
1.7. Momento en ortodoncia.....	20
1.8. Proporción momento/ fuerza.....	22
1.9. Centro de rotación.....	22
1.10. Momento binario (cupla) en ortodoncia.....	22
1.10. Equilibrio del sistema.....	23
 CAPITULO II. TIPOS DE MOVIMIENTO EN ORTODONCIA.....	 24
2.1. Movimiento no controlado.....	24
2.2. Movimiento controlado.....	24
2.3. Movimiento de traslación.....	25
2.4. Movimiento radicular.....	26
 CAPITULO III. SISTEMA DE FUERZAS ESTATICAMENTE DETERMINADO DE UNA CUPLA	 26
3.1. Concepto.....	26
3.2. Cantiléver.....	26
3.3. Cantilever de primer orden	27
3.4. Cantiléver de segundo orden.....	31
3.5. Cantiléver de tercer orden	41
 CAPITULO IV. SISTEMA DE FUERZAS ESTATICAMENTE INDETERMINADO.....	 42
4.1. Concepto.....	42
4.2. Posición neutra.....	42
4.3. Las 6 Geometrías de Burstone.....	42

4.4. Aplicaciones clínicas.....	48
4.5. Ansa rectangular.....	52
4.7. Ansa T de Burstone.....	58
CONCLUSIONES	67
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	68

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Fuerza de activación y desactivación.....	13
Figura 2. Unidad activa. La fuerza es aplicada en el segmento superior anterior (alfa) para que	

ocurra la retracción.	14
Figura 3. Unidad reactiva. El segmento superior posterior (beta) sufre la misma acción de la fuerza aplicada en alfa, pero en sentido contrario.	14
Figura 4. La relación de carga /deflexión de un alambre	14
Figura 5. Centro de resistencia de los dientes.	15
Figura 6. El centro de resistencia se localiza entre 2/3 y 1/3 de la distancia a partir de la cresta alveolar hasta el ápice radicular.	16
Figura 7. Centro de la resistencia, que se muestra en todo momento como un punto negro sólido.	16
Figura 8. El Centro de resistencia en un diente con soporte periodontal completa (A). En dientes con compromiso periodontal (B).	16
Figura 9. Distancia perpendicular al plano oclusal del bracket al centro de resistencia.	17
Figura 10. Centro de resistencia según el número de raíces.	17
Figura 11. Longitud y morfología radicular.	17
Figura 12. Localización del centro de resistencia en la molar superior desde una vista oclusal. El centro de resistencia se aproxima a la cara palatina.	18
Figura 13. Localización del centro de resistencia en la molar inferior desde una vista oclusal. El centro de resistencia se aproxima a la cara vestibular.	18
Figura 14. Localización del centro de resistencia en una unidad de anclaje con 4 dientes consolidados.	18
Figura 15. Localización del centro de resistencia combinando varias unidades de anclaje.	19
Figura 16. Representación de dos sistemas equivalentes de fuerza.	19
Figura 17. Relación entre el centro de rotación y la fuerza.	20
Figura 18. La fuerza actuando sobre el bracket del incisivo, se encuentra distante al centro de resistencia. Inclinación no controlada.	20
Figura 19. La magnitud de un momento depende tanto de la magnitud de la fuerza aplicada y la distancia (A). La magnitud del momento aumenta a medida que la fuerza aumenta (B) o que aumenta la distancia (C).	21
Figura 20. Tendencia a la rotación en sentido antihorario, al aplicar una fuerza a nivel del bracket.	21
Figura 21. La fuerza es igual a ($F=150g$) actuando sobre el bracket del incisivo a una distancia de ($D=11mm$) del Cr, se produce un momento ($M=1650g\cdot mm$), que moverá la corona en dirección a la línea de acción de la fuerza (lingual).	21
Figura 22. Centro de rotación de un diente que puede variar de acuerdo con la cantidad de fuerza aplicada.	22
Figura 23. Representación de un binario.	23
Figura 24. Cupla para desrotar un premolar. Antes (A) y después (B).	23
Figura 25. Los 4 tipos de movimiento dentario simulando el desplazamiento hipotético del punto de aplicación de fuerza en dirección apical, a partir del bracket.	24
Figura 26. Inclinación no controlada.	24
Figura 27. Inclinación controlada.	25
Figura 28. Movimiento de traslación.	25
Figura 29. Sistema equivalente.	25
Figura 30. Movimiento radicular.	26
Figura 31. Sistema de fuerzas estáticamente determinado.	27
Figura 32. A) Sistema de fuerzas producidas por un cantiléver (sistema estáticamente determinado. B) Barra palatina utilizada para controlar cualquier efecto no deseado en la unidad de anclaje.	27
Figura 33. Diferentes activaciones del cantiléver. En plomo, el cantiléver activado. En negro, el cantiléver sin activación.	28
Figura 34. Activaciones del cantiléver.	28
Figura 35. Sistema de fuerza con cantiléver a problemas de primer orden.	29
Figura 36. Una simple fuerza en las coronas de los dientes (sin un arco de alambre) irá en la posición vertical de los incisivos para así lograr la coincidencia de la línea media (A). Corrección de la línea media (B).	30

Figura 37. Corrección de la línea media por traslación.	30
Figura 38A. Corrección de la línea media utilizando 2 vectores. ATP en la unidad reactiva (anclaje). Fotos iniciales.....	31
Figura 38B. Fotos finales.....	31
Figura 39. Cantiléver para corregir la inclinación del plano oclusal A) Sistema de fuerzas en la unidad activa. B, C) Sistema de fuerzas en la unidad activa y reactiva.....	31
Figura 40. Aplicaciones del cantiléver de segundo orden.....	32
Figura 41. El arco de intrusión.....	32
Figura 42. Arco base de Burstone y el sistema de fuerzas creado.....	33
Figura 43. La ubicación del punto de aplicación de la F afecta el tipo de movimiento de los dientes.....	33
Figura 44: Arco base y su activación: A) Curvatura incisal, B) adaptación de la curvatura incisal, C) Arco base construido, D) Pasivo, E) Activado, F) Fuerza.....	34
Figura 45. Momentos resultantes dependiendo de la mayor o menor inclinación de los incisivos..	34
Figura 46. Arco de tres piezas. (A) arco maxilar; (B) arco mandibular.....	35
Figura 47. Sistema de fuerzas y los momentos producidos en el arco de intrusión de 3 piezas.....	35
Figura 48. Diferentes puntos de aplicación de fuerza y efectos mecánicos en los incisivos: 1, 2 y 3 = intrusión + vestibularización; 4 = intrusión; y 5 = intrusión + retroinclinación.....	36
Figura 49. Cantiléver utilizado para la intrusión canina.....	36
Figura 50. Arco de tres piezas y cierre de espacios por retracción.....	37
Figura 51. Caso clínico: leve extrusión de los incisivos superiores y la pérdida de torque. Para la corrección de ese efecto, fue iniciada la mecánica con el arco de tres piezas.....	37
Figura 52. Un cantiléver para la extrusión de un canino retenido o alto. Sistema de fuerzas y el diseño del aparato (A). Extrusión de canino (B).....	38
Figura 53. A) Vista lateral del arco segmentado conectado pasivamente al tubo accesorio en el primer molar. B) Vista oclusal del cantiléver. ATP en la unidad de anclaje. C) Se genera una fuerza resultante cuando el cantiléver se une al accesorio del canino y este se mueve labialmente.....	38
Figura 54. Corrección de la raíz del canino con un cantiléver. Sistema de fuerzas y el diseño del aparato (A). Corrección de la raíz del canino (B).....	39
Figura 55. Ilustración que muestra el momento producido por el cantiléver utilizado para la verticalización molar.....	39
Figura 56. Cantiléver utilizado para enderezar la pieza 37.....	40
Figura 57. Efectos de la intrusión causada por la activación de un segundo cantiléver insertado en el tubo cruzado, neutralizando los efectos extrusivos producidos por el primer cantiléver.....	40
Figura 58. Neutralización de los efectos verticales sobre el molar a verticalizar.....	40
Figura 59. Verticalización del molar con uso de cantiléver corto (derecha), se observa los efectos. Uso de cantiléver más largo (izquierda), ocasionando un momento mayor en el diente.....	41
La Figura 60. Movimiento de tercer orden con corrección de la raíz utilizando cantiléver. Sistema de fuerzas y el diseño del aparato (A). El cantiléver se fabrica con un alambre rectangular del tamaño del bracket. Corrección de la raíz (B).....	41
Figura 61. Torsión sobre el eje largo de una sección curvada de un arco de alambre rectangular.....	41
Figura 62. Sistema estáticamente indeterminado. El cantiléver esta insertado en el tubo o en el bracket en ambas extremidades alfa y beta.....	42

Figura 63. Mecanismos de acción. A: doblez en escala, B: doblez en V simétrico (central). C doblez en V asimétrico.....	42
Figura 64. Ejemplos de fuerzas positivas.....	44
Figura 65. Ejemplos de fuerzas negativas.....	44
Figura 66. Ejemplo de momento positivo.....	44
Figura 67. Ejemplo de momento negativo.....	44
Figura 68. ATP con geometría I. Momentos iguales y en el mismo sentido, fuerzas iguales y en sentido contrario.....	46
Figura 69. ATP en geometría II. Momentos diferentes y en el mismo sentido y fuerzas iguales en sentidos contrarios.....	47
Figura 70. ATP en la geometría III. Momentos diferentes y en el mismo sentido y fuerzas iguales en sentidos opuestos.....	47
Figura 71. ATP en la geometría IV. Solo un momento y fuerzas iguales y en sentidos opuestos.....	48
Figura 72. ATP en la geometría V. Momentos diferentes y en sentidos opuestos, fuerzas iguales y sentidos contrarios.....	48
Figura 73. ATP en la geometría VI. Momentos iguales y opuestos.....	48
Figura 74. Las 6 geometrías (modificado de Nanda, R 2005)	48
Figura 75. ATP pasivo.....	50
Figura 76. Arco lingual en caso sin extracciones dentarias(derecho). Arco lingual en caso con extracciones dentarias (izquierdo).....	51
Figura 77. Ansa rectangular confeccionada de forma pasiva.....	52
Figura 78. Ansa rectangular pasiva con el bracket en su área central.....	53
Figura 79. Sistema de fuerzas producido por un ansa rectangular (sistema estáticamente indeterminado). El ansa rectangular activada (celeste) debe ajustarse para determinar la posición final del diente. Cuando se inserta en la ranura (azul), su desactivación moverá el diente en la posición previamente establecida.....	53
Figura 80. Ansa rectangular, A) Ansa rectangular adaptada; B) ansa rectangular confeccionada C) Activación del ansa.....	53
Figura 81. Ansa rectangular con activación para distalización radicular y extrusión del canino.....	54
Figura 82. Ansa rectangular con activación para distalización radicular e intrusión del canino.....	54
Figura 83. Ansa rectangular con activación para distalización radicular del canino sin fuerza extrusiva.....	54
Figura 84. Formas de corrección de la giroversión de caninos.....	54
Figura 85. Activación del ansa rectangular G. IV.....	55
Figura 86. Fuerzas y momentos generados por el ansa activada en Geometría IV.....	56
Figura 87. Ansa activada en geometría V.....	56
Figura 88. Fuerzas y momentos generados por el ansa activada en Geometría V.....	56
Figura 89. Simulación de movimiento en Geometría VI.....	56
Figura 90. Ansa rectangular activada en Geometría VI.....	57
Figura 91. Fuerzas y momentos generados por el ansa rectangular activada en Geometría VI.....	57
Figura 92. Ansa rectangular instalada en Geometría VI.....	57
Figura 93. A, Imagen de la simulación insertada y calibrada al software Loop. Ansa construida pasivamente. B, Activación vertical de 3 mm del ansa.....	57
Figura 94. a) El extremo terminal del ansa se engancha en el bracket, para producir un momento en sentido antihorario. b) Compuesto TMA 0.017 x 0.025 ansa activada para la extrusión y la inclinación mesial del canino.....	58
Figura 95. Características de la forma del ansa en T. Adaptado de Kuhlberg e Burstone, 1997.....	58
Figura 96. Pre-activación del ansa en T. Adaptado de Kuhlberg y Burstone, 1997.....	59
Figura 97. Evaluación de la posición neutra. Los brazos verticales del ansa se cruzan (A), lo que debe ser corregido, buscando obtener solamente una leve aproximación, la posición neutra (B).....	59
Figura 98. Los tipos de pre-activación: A) pre-activación por curvatura; B) pre-activación por	

doblez.....	59
Figura 99. Ansa T, según Burstone,1982.....	60
Figura 100. Ansa en T posicionada excéntricamente: A) Ansa con pre-activación posicionada en el tubo del molar; B) Ansa con activación y C) Posición neutra del ansa. Adaptado de Kulhberg y Burstone, 1997.....	61
Figura 101. A) ansa en T con pre-activación insertada en el tubo del molar; B) ansa con activación. Adaptado de Viecilli, 2006.....	61
Figura 102. Distancia interbrackets (DIB). A: se mide con una regla a partir de la unión de los hastes verticales, se marca con plumón indeleble. B: ansa en T con marcas referentes y doblez en 90° en el segmento anterior (tubo cruzado).....	61
Figura 103. Ansa T simétrica. Adaptado de Burstone, 1982.....	62
Figura 104. Ansa “T” simétrica y centralizada puede generar una relación M/F simétricos en α y β , haciendo que ambos segmentos contribuyan de manera semejante para el cierre de espacios....	62
Figura 105. Después de 3.4mm de cierre de espacio, se aumenta la F horizontal del ansa. Elásticos en cadena pueden ser utilizados.....	62
Figura 106. Ansa “T” para retracción: a) pasiva b) con doblez de pre-activación c) después de la instalación.....	63
Figura 107. Las intensidades de pre-activación en función de un radio de circunferencia.....	63
Figura 108. Abertura simétrica de las orejas internas del ansa en T.....	63
Figura 109. Ansa en T posicionada sobre el “ <i>template</i> ”, después de las tentativas de activación y listo para ser instalado.....	64
Figura 110. Dobleces de antirrotación, buscando determinar los momentos rotacionales del ansa en T para la retracción del canino. Adaptado de Burstone,1982.....	65
Figura 111. A) Antirrotación aplicada a través de la torsión de los hastes verticales del ansa. B) Ansa T pre-activada por dobleces con antirrotación adicionada.....	66
INDICE DE TABLAS	

Tabla 1. Las seis geometrías básicas basadas en la relación A, B. Las clases son independientes de la distancia entre brackets. La posición A es el canino; posición B, el premolar.....43

Tabla 2. Sistemas de fuerzas generados por los aparatos de Ortodoncia (adaptado por Kuhlberg, A 2005)48

Tabla 3. La activación de la geometría con ATP se define por las distancias de los extremos medidos con respecto a la parte mesial del tubo lingual. El grado de activación en un lado del arco está representado por la distancia (en milímetros) desde la parte mesial del extremo hasta la parte mesial del tubo lingual del lado opuesto. A y B son los ángulos de los extremos terminales con respecto al eje intertubo.....49

Tabla 4. Sistemas de fuerza entregados por el modelo matemático de Burstone y Koenig con respecto a un segmento de alambre de acero inoxidable con un diámetro de 0.016 pulgadas.....49

Tabla 5. Sistemas de fuerza entregados por un ATP de acero inoxidable con una activación de 0.032 pulgadas para obtener las 6 geometrías en el plano oclusal (activaciones de primer orden)..50

RESUMEN

El tratamiento de Ortodoncia requiere de una correcta planificación para lograr el movimiento dental deseado con mínimos efectos adversos, para ello es necesario que el clínico tenga conocimientos de biomecánica con la finalidad de comprender como funciona el sistema de fuerzas.

El sistema de fuerzas es el conjunto de fuerzas y momentos otorgados por los aparatos de ortodoncia y los dientes durante el movimiento dentario. Está compuesto por una unidad activa, que es donde habrá movimiento y una unidad reactiva, que corresponde al anclaje. Para describir esta filosofía es necesario conocer la técnica de arco segmentado propuesta por Charles Burstone, lo que nos permitirá entender cómo actúan las fuerzas y momentos en la unidad activa y en la unidad reactiva.

Por lo que, es de vital importancia conocer conceptos básicos como: centro de resistencia, relación momento/fuerza, centro de rotación, momento cupla, equilibrio del sistema, tipos de movimiento dental, posición neutra. Así como, entender de qué manera y que aparatos actúan en un sistema de fuerza estáticamente determinado (cantiléver), en el sistema de fuerza estáticamente indeterminado (geometrías de Burstone), entre otros que serán definidos en el presente trabajo.

Palabras claves: sistema de fuerzas, biomecánica, ortodoncia, arco segmentado, geometrías de Burstone

Abstract

Orthodontic treatment requires proper planning to achieve the desired dental movement with minimal adverse effects, for this it is necessary for the clinician to have knowledge of biomechanics, in order to understand how the force system works.

The system of forces is the set of forces and moments granted by orthodontic appliances and teeth during dental movement. It is composed of an active unit, which is where there will be movement and a reactive unit, which corresponds to the anchor. To describe this philosophy it is necessary to know the segmented arc technique proposed by Charles Burstone, which will allow us to understand how the forces and moments act in the active unit and in the reactive unit. What makes it essential to know basic concepts such as: resistance center, moment / force relationship, center of rotation, cupla moment, system balance, types of dental movement, neutral position. As well as, to understand in what way and what devices act in a system of statically determined force (cantilever), system of statically indeterminate force (Burstone geometries), among others that will be defined in the present work.

Keywords: force system, biomechanics, orthodontics, segmented arch, Burstone geometries.

INTRODUCCIÓN

A pesar de las diversas técnicas y sistemas de brackets de arco recto que existen en la actualidad, los ortodoncistas muchas veces nos vemos obligados a realizar dobleces de primer, segundo y tercer orden en el alambre para la finalización de nuestros casos, siendo esto parte de la filosofía del “arco ideal o forma de arco” que es la más utilizada en el tratamiento de Ortodoncia. Por lo tanto, sistemas de fuerzas incorrectos se pueden expresar causando, muchas veces, efectos colaterales.

La segunda filosofía es el “sistema de fuerzas”, en esta filosofía es esencial la determinación de dos tipos de unidades, una activa compuesta por dientes que necesitan ser desplazados y otra unidad

de anclaje o reactiva compuesta por un segmento de dientes que no deben moverse. El objetivo es ser capaz de producir un sistema de fuerza requerido por la unidad activa sin producir efectos colaterales indeseables en la unidad de anclaje.

Un sistema de fuerza óptimo incluye parámetros como la magnitud de las fuerzas, la proporción momento/ fuerza y fuerzas constantes. La magnitud de las fuerzas varía dependiendo del soporte periodontal y longitud radicular de los dientes y puede ser modificada de acuerdo con el centro de rotación del movimiento dentario requerido.

La técnica de arco segmentado descrita por Charles Burstone en el año 1962 forma parte de este tipo de filosofía. Por lo que es importante tener los conocimientos necesarios de cómo actúan los sistemas de fuerzas durante el movimiento dentario al tratar una maloclusión, basándonos en principios de física.

Un tratamiento de ortodoncia eficiente requiere de un planeamiento biomecánico adecuado, teniendo en cuenta conceptos básicos como: anclaje, fuerzas, sistemas de fuerzas y momentos diferenciales, centro de resistencia, punto de aplicación de la fuerza, entre otros.

SISTEMAS DE FUERZAS EN ORTODONCIA

CAPITULO I. CONCEPTOS BASICOS

1.1. Generalidades

El sistema de fuerzas es el conjunto de fuerzas y momentos otorgados por los aparatos de ortodoncia y los dientes durante el movimiento dentario.^{1 2 3}

Los sistemas de fuerza de los alambres son analizados en términos de bloques o segmentos. Estos segmentos son fuerzas de un punto único y/o pares de fuerzas iguales y opuestas no colineales llamadas "cuplas".⁴

La fuerza en Ortodoncia se puede clasificar como ligera o pesada. Estudios previos mostraron que las fuerzas ligeras generaban un movimiento dental favorable y un daño mínimo en la raíz.⁵ Por otro lado, las fuerzas pesadas produjeron hialinización del ligamento periodontal y una mayor resorción de la raíz.⁵

1.2. Fuerzas y unidad de anclaje:

1.2.1. Fuerzas

Las fuerzas son vectores, que tienen dirección y magnitud^{1 6}. Se define como la acción de un cuerpo sobre otro, ejemplo: la fuerza que ejerce el alambre sobre el diente.

En biomecánica dos fuerzas son consideradas importantes: las fuerzas de activación y las fuerzas de desactivación.^{7 8 9}

- a. **Fuerza de activación:** fuerza empleada en el dispositivo (alambre de ortodoncia), el cual será introducido en el bracket, ej. Cantiléver.^{7 8}
- b. **Fuerza de desactivación:** es aquella fuerza que actúa en el diente cuando el alambre recupera su forma original de activación.^{7 8}



Figura 1. Fuerza de activación y desactivación.⁷

1.2.2. Unidad de anclaje

Las unidades de anclaje pueden ser divididas en unidades activas y unidades reactivas.

- A. Las **unidades activas** son aquellas que el movimiento es deseado a partir de una fuerza de activación del dispositivo ortodóncico.⁷ Es el segmento en el que incide la fuerza de acción, es decir el que se moverá.²
- B. La **unidad reactiva** es aquella que recibe la fuerza de activación del dispositivo; sin embargo, no debe moverse (anclaje).⁷ Es el segmento en el que incide la fuerza reactiva debido a la acción de una fuerza activa de un determinado aparato, también llamada unidad de anclaje.²

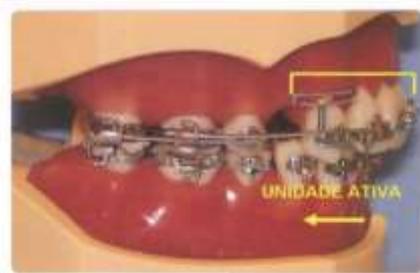


Figura 2. Unidad activa. La fuerza es aplicada en el segmento superior anterior (alfa) para que ocurra la retracción.²



Figura 3. Unidad reactiva. El segmento superior posterior (beta) sufre la misma acción de la fuerza aplicada en alfa, pero en sentido contrario. No se desea la mesialización del segmento beta, el cual se debe anclar con un arco transpalatal para minimizar ese efecto.²

1.2.3. Control de anclaje

El control del anclaje se basa en la combinación de la fuerza, niveles y momentos selectivos. Todos los arcos producen múltiples efectos. Muchos de los efectos son indeseables, lo que no solo conduce a la pérdida de anclaje, sino a nuevos problemas creados durante el tratamiento. La biomecánica le permite al clínico colocar compensaciones adecuadas o usar configuraciones especiales en el alambre para minimizar o eliminar estos efectos secundarios indeseables.¹⁰

1.3. Tasa de carga deflexión

Es la cantidad de fuerza liberada por el desplazamiento de una ansa o resorte (alambre), el cual es medido en gr/mm. El concepto de relación carga / deflexión (C/D) también es clave para entender la técnica de arco segmentado (TAS). Los gráficos de tensión-deformación del alambre de ortodoncia muestran que dicha relación se caracteriza por la pendiente de la línea durante la fase elástica del alambre, que corresponde a la ley de Hooke. Por lo tanto, clínicamente hablando, se caracteriza por la cantidad de carga (fuerza) que se pierde cuando el dispositivo se descarga (desactiva).¹¹

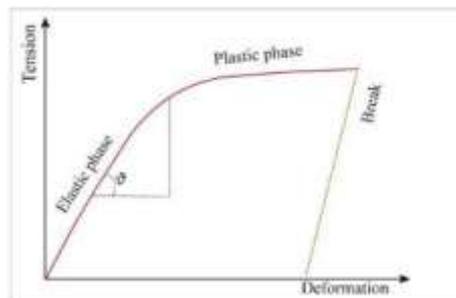


Figura 4. La relación de carga/deflexión de un alambre se calcula por la pendiente de la línea durante su fase elástica.¹¹

En otras palabras, cuanto más curva es una línea (por ejemplo, un alambre de acero), más fuerza se pierde por cada milímetro de desactivación. Por otro lado, los alambres de beta-titanio (β -Ti) presentan una menor pendiente de la línea, lo que da como resultado una menor pérdida de fuerza durante la desactivación, es decir, una menor relación de CD.¹¹

Los alambres de baja relación de CD son ideales para la mecánica de arco segmentado, dado que tienden a mantener niveles satisfactorios de fuerza durante la desactivación del sistema, lo que demuestra que los seguimientos frecuentes o los ajustes continuos son innecesarios.¹¹

1.4. Sistema de fuerza consistente

Es cuando una fuerza y/o momentos generados por un segmento de alambre continuo están en la dirección y sentido apropiado para la obtención de movimientos dentarios deseados.

Puede ser clasificada como sistema de fuerza consistente absoluto, cuando los movimientos son deseados tanto en la unidad activa como reactiva; y sistema de fuerza consistente relativa, cuando el movimiento deseado se da solo en una de las unidades activas o reactivas.²

1.5. Sistema de fuerza inconsistente

Es cuando una fuerza y/o momento generados por un segmento de alambre continuo no están en la dirección y sentido apropiado para obtener el movimiento dentario deseado.

Se refiere al movimiento indeseado de los dientes que son enviados a determinado aparato, tanto en la unidad activa como reactiva.²

1.6. Centro de resistencia

El centro de resistencia (Cr) es el punto de un cuerpo sobre el que una fuerza (F) única produciría traslación^{4 6 9}. Todos los puntos del diente se mueven en paralelo y en línea recta.¹² Esta región tiende a resumir el movimiento del diente, por lo que la determinación del sistema de fuerza depende de su ubicación.¹²

El centro de resistencia se encuentra entre el 24 a 35 % de la longitud de la raíz iniciando de la cresta alveolar (según Burstone).⁹

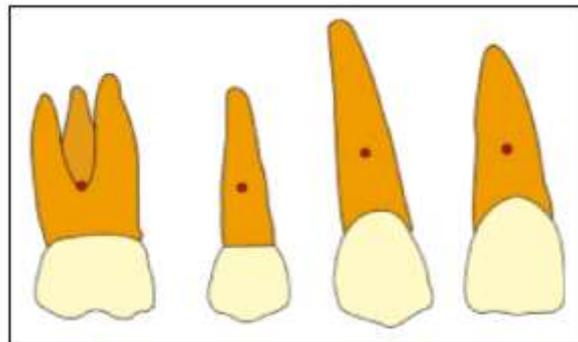


Figura 5. Centro de resistencia de los dientes.¹³

De acuerdo con Burstone y Pryputniewicz, en un periodonto sano con dientes intactos, el centro de resistencia se localiza entre 2/3 y 1/3 de la distancia a partir de la cresta alveolar hasta el ápice radicular.^{7 6}

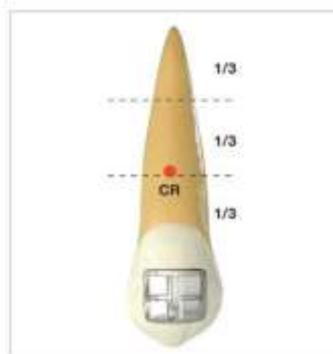


Figura 6. El centro de resistencia se localiza entre 2/3 y 1/3 de la distancia a partir de la cresta alveolar hasta el ápice radicular.¹²

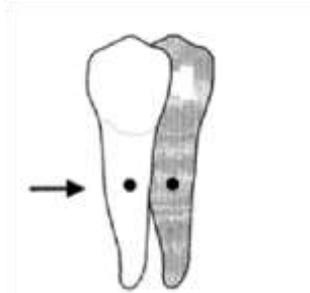


Figura 7. Centro de resistencia, que se muestra en todo momento como un punto negro sólido. Una fuerza que actúa a través del centro de resistencia, los resultados serán de traslación pura de un diente.¹⁴

La ubicación del Cr depende del tamaño, forma de los dientes, número de raíces y la calidad de tejidos de soporte (periodonto).^{6 7 15}

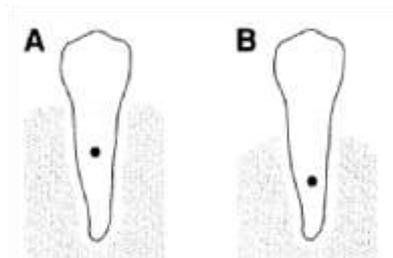


Figura 8. El Cr en un diente con soporte periodontal completa (A). El Cr es más apical en dientes con compromiso periodontal (B).¹⁴

Lo que se puede observar es el hecho de que el tipo de técnica de ortodoncia empleada en el tratamiento no tiene un vínculo directo con el proceso de reabsorción radicular. El proceso parece estar más relacionado con las características de las fuerzas empleadas, como la intensidad, dirección, frecuencia y duración. Otro factor que también tiene cierta influencia es el tipo de movimiento dentario, así como su extensión.¹⁵

De acuerdo con Fiorelli y Melsen, la distancia media, perpendicular al plano oclusal, entre el bracket y en centro de resistencia es de 8, 10 y 13 mm, respectivamente, para el primer molar superior, incisivo central superior y canino superior.⁷

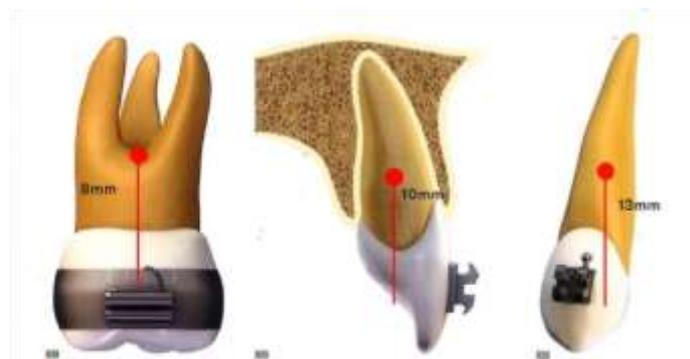


Figura 9. Distancia perpendicular al plano oclusal aproximada del bracket al centro de resistencia.⁷

El centro de resistencia de un diente uniradicular está en el eje largo del mismo, muy probablemente entre el 33% y la mitad de la longitud de la raíz apical a la cresta alveolar. Para un diente

multiradicular, el centro de resistencia está presumiblemente entre las raíces, probablemente a un par de milímetros apical a la furca.^{6 12}

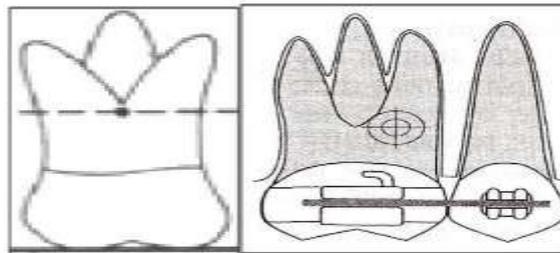


Figura 10. Centro de resistencia según el número de raíces.⁶

Los caninos del maxilar superior tienen raíces más largas que los incisivos laterales, por lo tanto, tendrán un centro de resistencia más alejado del bracket. Dado que el movimiento del diente que se produce debido a una fuerza transmitida en el bracket se basa en la distancia de la línea de acción de la fuerza desde el centro de resistencia, fuerzas idénticas aplicadas a los dientes con varias longitudes de raíz pueden tener diversos impactos.⁶

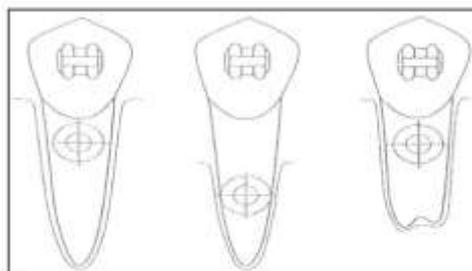


Figura 11. Centro de resistencia según la longitud y morfología radicular⁶

El centro de resistencia debe ser evaluado también del punto de vista oclusal. En el molar superior se encuentra desplazado en dirección más próxima a la raíz palatina, la cual es más voluminosa, pues presenta una inclinación vestibular. En la molar inferior, el Cr se aproxima más hacia vestibular, debido a la inclinación lingual de ese diente.⁷



Figura 12. Localización del centro de resistencia en la molar superior desde una vista oclusal. El centro de resistencia se aproxima a la cara palatina.⁷

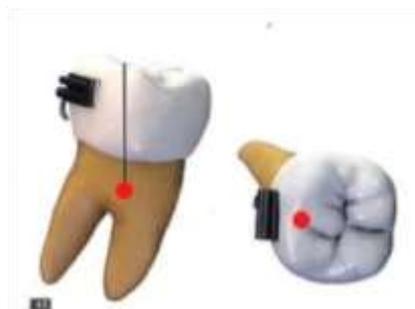


Figura 13. Localización del centro de resistencia en la molar inferior desde una vista oclusal. El centro de resistencia se aproxima a la cara vestibular.⁷

El centro de resistencia debe ser aplicado también a un grupo de dientes, para comprender el sistema de fuerzas. Cuando se combina una unidad de anclaje con 4 dientes agrupados, un solo Cr se aplica a estos dientes, el cual se encuentra hacia distal del bracket del incisivo lateral en dirección apical. Desde una vista oclusal, el Cr se localiza entre los incisivos centrales, en una línea imaginaria seguida posteriormente por la sutura palatina media.⁷



Figura 14. Localización del Cr en una unidad de anclaje con 4 dientes consolidados. Se observa que un único Cr se aplica a todos los dientes.⁷

En el bloque anterior de canino a canino, el Cr pasa a ser desplazado más hacia posterior, entre lateral y canino, en sentido anteroposterior.

Para el bloque posterior (primera molar y segunda premolar), el Cr se localiza entre los brackets de los dientes consolidados. Conforme se aumenta el anclaje, agregando un diente más al bloque posterior (segundo molar y segundo premolar), el Cr también se desplaza más posteriormente, ahora inmediatamente distal al bracket del primer molar.⁷



Figura 15. Localización del Cr combinando varias unidades de anclaje. Se observa que un único Cr se aplica a todos los dientes consolidados.⁷

Un sistema de fuerzas puede ser representado por un vector en el punto de aplicación o por un sistema equivalente en el centro de resistencia. Dos sistemas de fuerzas se dicen equivalentes cuando provocan el mismo efecto.

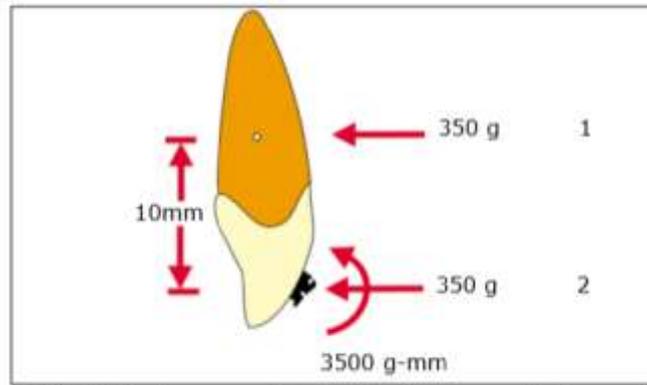


Figura 16. Representación de dos sistemas equivalentes de fuerza. ¹³

1.6.1 Aplicación clínica de las fuerzas con relación al centro de resistencia

El movimiento dentario se dará por la aplicación de la fuerza en relación con el Cr del diente. Si una fuerza simple pasa a nivel del bracket ocurrirá un movimiento de inclinación no controlada que está a cero (0) milímetros de altura del bracket, es decir, coincide con su altura y una rotación de la corona para un lado y raíz para otro lado ocurrirá en la misma proporción.

Sin embargo, si se adiciona torque al arco rectangular y la fuerza tuviera un vector más alto en relación con el bracket pasando de 3 a 5mm de la altura del bracket en dirección apical, ocurrirá una inclinación controlada, donde si tiene alguna rotación, será en menor proporción que el movimiento no controlado. Por otro lado, si la fuerza aplicada al diente pasara por el centro de resistencia (6.5mm a 7mm por encima del bracket) ocurrirá un movimiento de traslación, es decir, no habrá tendencia a la rotación. Finalmente, un movimiento de raíz ocurre cuando la fuerza pasa a nivel de la porción apical del diente (8mm - 11mm por encima del bracket), que representa un movimiento radicular donde el centro de rotación se encuentra en la porción incisal del incisivo. ⁷

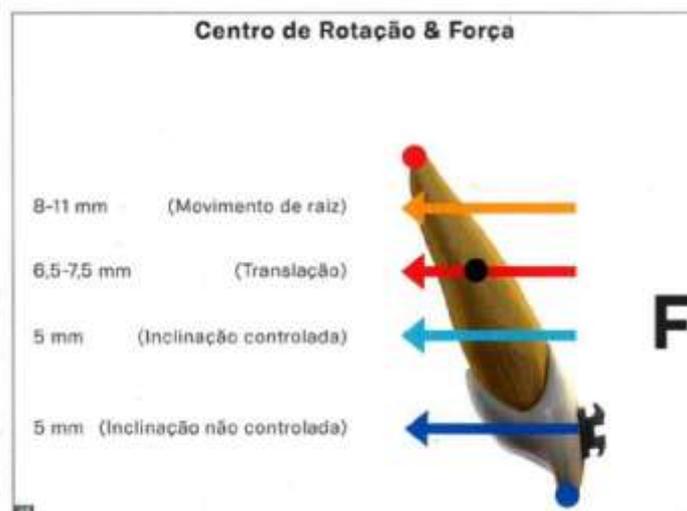


Figura 17. Relación entre el centro de rotación y la fuerza. ⁷

1.7. Momento en ortodoncia

Cuando una fuerza es aplicada en cualquier punto del diente que no pasa por el Cr, un momento es creado¹¹. Así se define el momento, como una tendencia a la rotación de un diente⁴. Para producir un movimiento diferente de inclinación por la aplicación de una fuerza en el bracket, una tendencia rotacional debe ser adicionada.⁶

La magnitud del momento (M) es igual a la magnitud de la fuerza (F) multiplicada por la distancia (D) de la fuerza medida a partir del Cr (Momento = Fuerza x distancia). La distancia es medida perpendicularmente a partir de la línea de acción de fuerza al Cr. La F es medida en gramos y la D en milímetros, el momento tiene una unidad de F en gramos y en milímetros.⁷

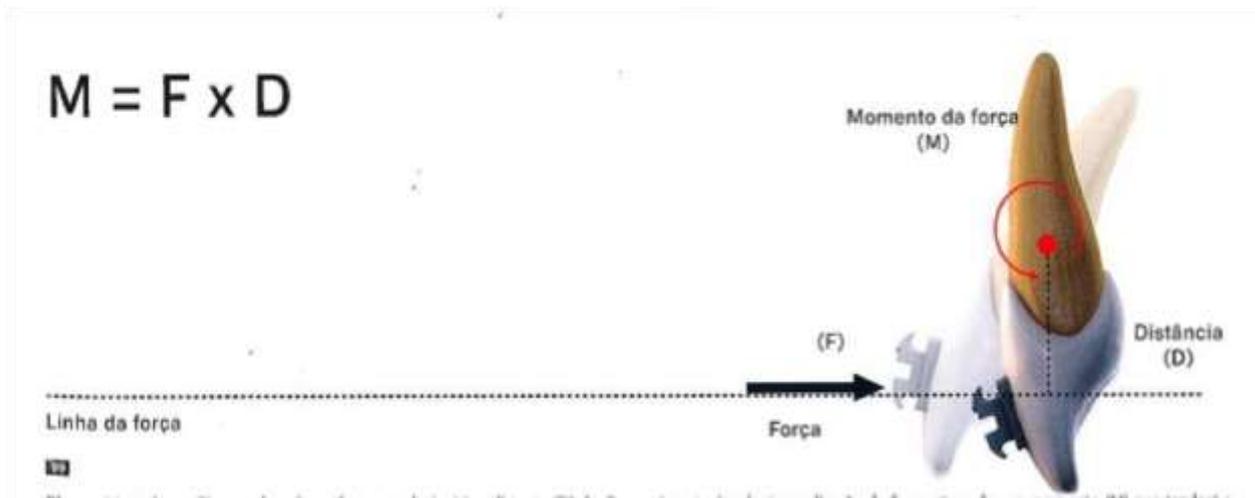


Figura 18. La fuerza (F) actuando sobre el bracket del incisivo, se encuentra distante (D) al Cr y el diente se moverá en dirección de la F, generando un momento (M) que tendrá a inclinar la corona en dirección de la línea de acción de F (lingual). Este tipo de movimiento se denomina inclinación no controlada.⁷

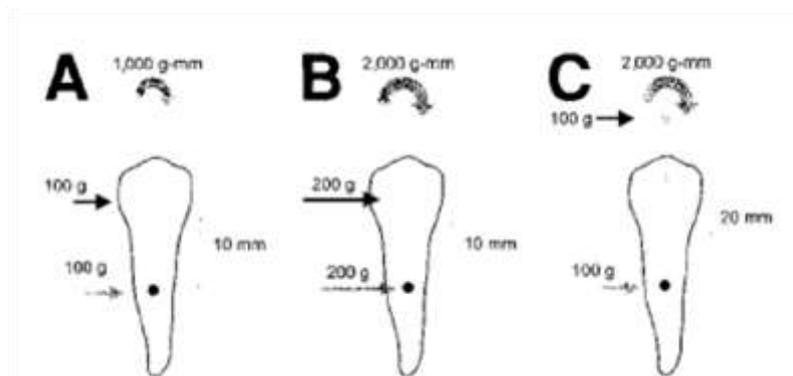


Figura 19. La magnitud de un momento depende tanto de la magnitud de la fuerza aplicada y la distancia perpendicular desde el Cr, $M = F \times d$ (A). La magnitud del momento aumenta a medida que la fuerza aumenta (B) o que aumenta la distancia (C).¹⁴

Asimismo, si una fuerza simple es aplicada a nivel del bracket del canino para realizar una retracción, un momento será generado rotando la corona del diente hacia distal y la raíz hacia mesial en el plano sagital. En el aspecto oclusal, también habrá una tendencia a la rotación con dirección en sentido antihorario del canino.⁷

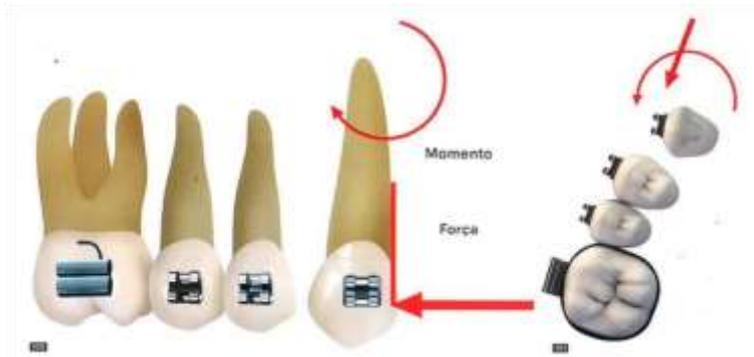


Figura 20. Tendencia a la rotación en sentido horario (vista frontal) y antihorario (vista oclusal) al aplicar una fuerza a nivel del bracket. ⁷

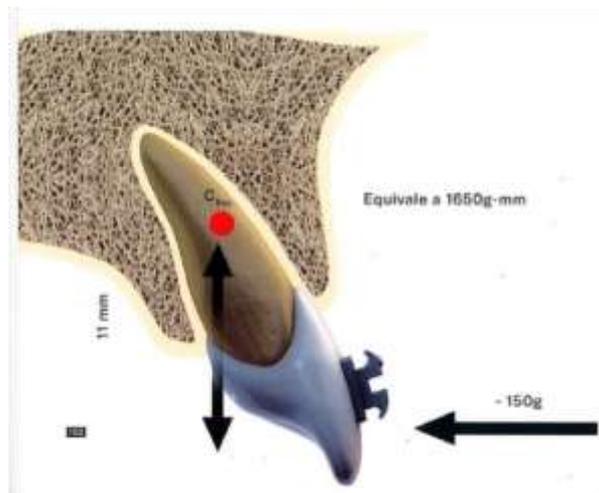


Figura 21. La fuerza es igual a ($F=150g$) actuando sobre el bracket del incisivo a una distancia de ($D=11mm$) del Cr, se produce un momento ($M=1650g\cdot mm$), que moverá la corona en dirección a la línea de acción de la fuerza (lingual). ⁷

La aplicación de fuerzas y momentos correctos son necesarios para un control total del movimiento del diente. Conocer o estimar el sistema de fuerza es relevante para la mecánica de deslizamiento, elásticos intermaxilares, aparatos extraorales y dispositivos funcionales.¹⁰

1.8. Proporción momento/ fuerza

Marcote, en 1993, afirmó que los dos parámetros más utilizados en ortodoncia son las fuerzas y los momentos, y la prescripción correcta de cada una de ellas puede producir el tipo de movimiento dental deseado. Esta proporción momento/fuerza (M/F) en el Cr determina como un diente o segmento de dientes consolidados se moverá.⁷

1.9. Centro de rotación (Crot)

Se define como un punto utilizado para describir el movimiento dentario. En uno de los movimientos más utilizados en Ortodoncia, la traslación, el centro de rotación (Crot) se localiza en el infinito. En el movimiento de rotación pura, el Crot coincide con el Cr. La distancia entre el Crot y el Cr representa la proporción entre los movimientos parciales de rotación y traslación en movimientos combinados. Una gran distancia entre los dos puntos significa movimiento predominantemente de rotación. Tener el control del movimiento dentario significa tener control de los centros de rotación de los dientes involucrados.^{7 16}

Por lo tanto, en figuras bidimensionales, el centro de rotación puede definirse como un punto alrededor del cual un cuerpo parece haber girado, según se determina a partir de sus posiciones inicial y final.

Marcote expresó que los diversos tipos de movimientos dentarios son específicamente descritos identificándose sus Crot. Enfatizó que tener el control del movimiento dentario ortodóncico significa tener el control de los centros de rotación de los dientes desplazados.²



Figura 22. Centro de rotación de un diente que puede variar de acuerdo con la cantidad de fuerza aplicada.²

Burstone, Pryputniewicz; Fiorelli y Melsen enfatizan la relación entre proporción M/F aplicada al bracket, y la posición del Crot respecto al movimiento dentario generado.⁷¹⁷

1.10. Momento binario (cupla) en ortodoncia

Un binario son dos fuerzas iguales y opuestas que actúan a lo largo de líneas paralelas, pero que no son colineales¹¹. Se utiliza para contrarrestar los efectos del M/F. Genera una rotación pura donde coinciden el centro de rotación con el centro de resistencia.⁴ Ese momento binario es calculado multiplicando la suma de las intensidades de las fuerzas por la mitad de la distancia entre las líneas de acción de esas fuerzas, la fuerza resultante es nula.¹³

Existen 3 tipos de cuplas en Ortodoncia: primer orden (horizontal), segundo orden (vertical), tercer orden (vestíbulo-lingual) conocido como torque.

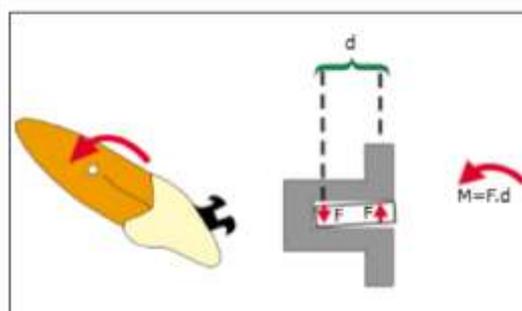


Figura 23. Representación de un binario.¹³

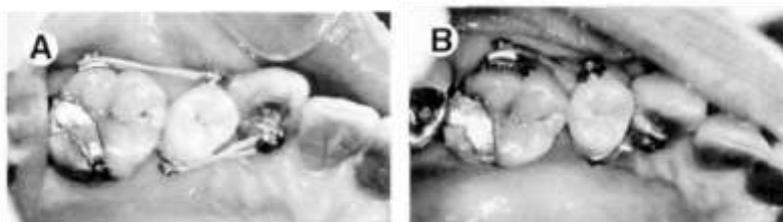


Figura 24. Se aplica una cupla para desrotar un premolar. Antes (A) y después (B).¹⁴

1.11. Equilibrio del sistema

La comprensión del concepto de equilibrio es crucial para entender la mecánica del movimiento dentario. Este concepto es comprendido de manera más clara cuando el clínico se enfoca en el aparato a utilizar. La comprensión de las fuerzas que actúan para deformar el aparato (alambre) se traduce de inmediato al conocimiento de las fuerzas que actúan sobre los dientes. Conocer las fuerzas que actúan sobre los dientes permite al clínico predecir el movimiento dentario de manera más exacta.¹⁸⁴

Burstone y Koenig, desarrollaron el concepto de que es posible describir el sistema de fuerza completo, el cual incluye las fuerzas y los momentos producidos por un aparato ortodóntico. Los autores describen que (fuerzas y momentos) pueden ser encontrados utilizando las leyes que gobiernan el equilibrio. Para describir el equilibrio, ellos afirman “El alambre debe estar en equilibrio, una vez que este es colocado entre dos fijaciones”.¹⁸

El Dr. Mulligan, agrega a la comprensión del equilibrio trazando tres requerimientos:¹⁹

- (1) “la suma de todas las fuerzas verticales presentes debe ser igual a cero”
- (2) “la suma de todas las fuerzas horizontales presentes debe ser igual a cero”
- (3) “la suma de todos los momentos que actúan alrededor de algún punto debe ser igual a cero”

1.11.1. Diagrama de flujo a seguir en el reposicionamiento de los dientes²⁰

1. Identificación del problema
2. Dirección requerida y centro de rotación
3. Sistema de fuerza necesario
4. Estado de equilibrio
5. Selección del aparato
6. Curvas de pre-activación

CAPITULO II: TIPOS DE MOVIMIENTO DENTAL EN ORTODONCIA

Después de comprender la relación entre la proporción M/F y el Crot, podemos entender los 4 tipos de movimiento dental en Ortodoncia: movimiento no controlado, movimiento controlado, traslación y movimiento de la raíz.^{7 2 9}

Es importante mencionar que, en la práctica, aplicar una fuerza simple en la región cervical, en la raíz media y apical es imposible. Por esa razón, basándonos en el momento, la fuerza se dará en el bracket para observar los 3 diferentes tipos de movimiento de inclinación y el movimiento de traslación.^{7 9}

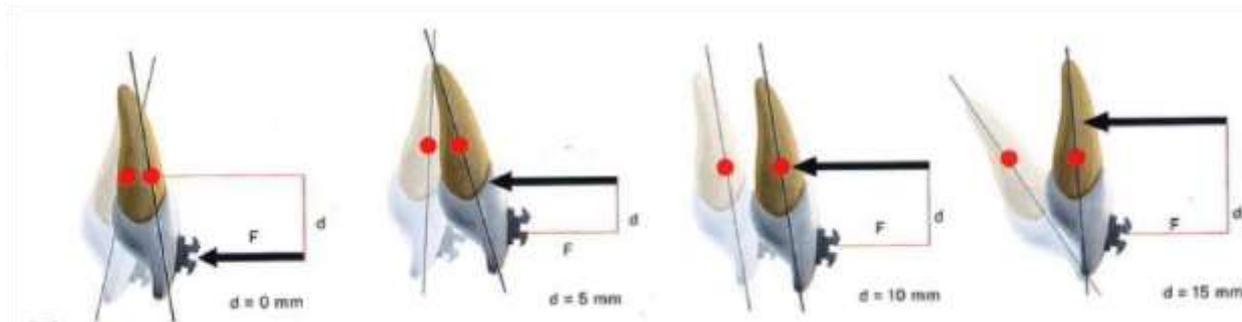


Figura 25. Los 4 tipos de movimiento dentario simulando el desplazamiento hipotético del punto de aplicación de fuerza en dirección apical, a partir del bracket.⁷

2.1. Movimiento no controlado

Se origina cuando no hay proporción entre momento cupla y momento fuerza; por lo tanto, no se produce cupla dentro de la ranura del bracket. La relación es de 0/1. Describe el movimiento de un diente con centro de rotación apical al centro de resistencia y mucho más próximo a él, se produce cuando una única fuerza es ejercida en la corona, la corona se mueve en una dirección y la raíz en una dirección opuesta.^{2 9 11}



Figura 26. Inclinación no controlada. El Crot está más próximo al Cr y la F aplicada en la corona hace que esta se incline para un lado, y la raíz para otro lado. Cuanto más próximo se encuentra el Crot al Cr, mayor será la inclinación no controlada.¹¹

2.2. Movimiento controlado

Es un movimiento deseable, se obtiene mediante la aplicación de una fuerza para desplazar la corona y la aplicación de un momento para controlar o mantener la posición del ápice radicular. La relación es de 7/1. Movimiento en el que el diente gira en torno del centro de rotación encontrado en el ápice.^{2 9}

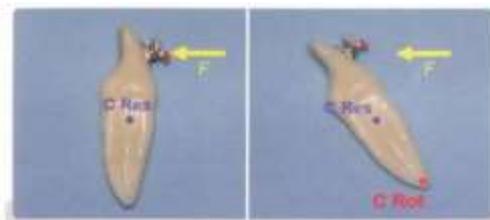


Figura 27. Inclinación controlada. La aplicación de la F está en la corona del diente y el Crot se encuentra en el ápice del mismo, provocando un giro del diente alrededor del Crot.²

2.3. Movimiento de traslación

Este tipo de movimiento se produce cuando la fuerza horizontal pasa por el centro de resistencia de determinado diente o grupo de dientes⁴. La relación es de 10/1. Se denomina movimiento de cuerpo entero, en la dirección de la fuerza aplicada, en el cual todas las partes del cuerpo (diente), se mueven en la misma dirección y en líneas rectas y paralelas, siendo que el centro de rotación de ese movimiento se encuentra en el infinito.^{2 4 9}

Sin embargo, vale la pena mencionar que es extremadamente difícil que la fuerza atraviese exactamente por el Cr. Por lo tanto, para lograr un movimiento de traslación, es importante establecer un sistema equivalente de fuerzas que sea aplicable a un bracket. En otras palabras, un sistema diferente de fuerzas que produce el mismo efecto en el Cr de un diente, incluso si se aplica a la corona.¹¹



Figura 28. Movimiento de traslación. La F aplicada está incidiendo en el Cr del diente desplazándolo en cuerpo.¹¹

Se ha establecido que la distancia desde un bracket de un canino a su Cr es (aproximadamente $\frac{1}{3}$ de la distancia desde la cresta alveolar hasta el ápice, más cervicalmente) es de 10 mm (en condiciones normales). En estos casos, si se aplica una fuerza horizontal de 100 gr al bracket, el momento fuerza ($M = F \times d$) es igual a 1000 gr.mm. Por lo tanto, el diente se mueve por inclinación incontrolada. Sin embargo; biomecánicamente hablando, mediante un sistema equivalente de fuerzas, es posible mover un diente por traslación, incluso si se aplica fuerza a los brackets.¹¹

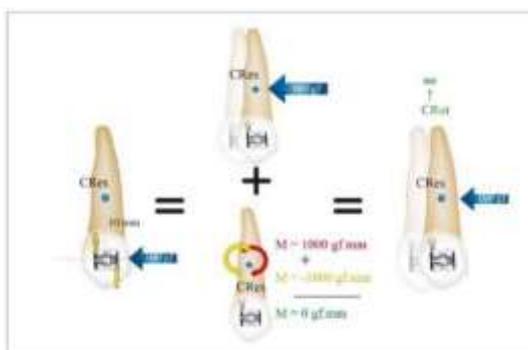


Figura 29. Sistema equivalente. Canino sometido a una F de 100 gr (flecha azul) a 10 mm de distancia de su Cr, con un torque de 1000 gr.mm moviéndose por traslación. En rojo, el momento de la F. En amarillo, el momento de torsión; y en verde, el momento resultante del Cr.¹¹

Para hacer tal movimiento, es necesario eliminar el momento de fuerza, dejando que actúe la fuerza horizontal. Para este fin, es necesario hacer una curva o doblez para crear una cupla en la ranura del bracket, produciendo un momento de -1000 gr.mm (en la dirección opuesta al momento de la fuerza). Ese momento se conoce como momento de torque. Por lo tanto, el momento de fuerza y el momento de torque se neutralizan, y la fuerza horizontal será la única que actúe, promoviendo la traslación del diente. La relación entre el momento de torque (-1000 gr.mm) y la fuerza horizontal (100 gr) se conoce como relación momento-fuerza (M/F), y determina la posición del Croto del diente, que, en este caso es 10/1 (valor absoluto). La relación M/F es la base científica para establecer movimientos diferenciales por medio de un sistema equivalente de fuerzas.¹¹

2.4. Desplazamiento radicular

En este movimiento se aplica un momento y una fuerza para desplazar únicamente la raíz, mientras que la corona se mantiene sin desplazamiento. La relación es de 12/1⁷. Ocurre cuando el centro de rotación se encuentra situado en la corona de un diente, por lo tanto, la raíz se mueve y la corona permanece intacta.²

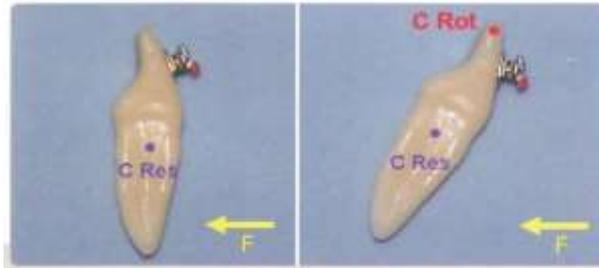


Figura 30. Movimiento radicular. La aplicación de la F está en la raíz del diente y el $Crot$ de este se encuentra en la corona (incisal) del mismo, provocando un giro del diente alrededor del $Crot$.²

CAPITULO III. SISTEMA DE FUERZAS ESTATICAMENTE DETERMINADO DE UNA CUPLA

3.1. Concepto

El sistema de fuerza estáticamente determinado es también conocido como un sistema de un binario, en el cual una parte del aparato se inserta en el bracket o tubo y la otra es amarrada como un punto de contacto. De esa forma, el extremo que se amarra como punto de contacto no produce momento, realizando solo una fuerza simple. Por otro lado, el extremo insertado en el bracket o tubo puede producir una fuerza simple y un momento. Por lo tanto, el término un binario y un momento es así asignado, porque, solo un momento es generado por la inserción completa del aparato en el tubo o bracket. Se considera un sistema estáticamente determinado, porque, la magnitud de las fuerzas y de los momentos producidos puede ser clínicamente medido⁷.

Otra característica importante es que el sistema de fuerzas estáticamente determinado no altera el sentido de las fuerzas y de los momentos sobre la desactivación, solo la intensidad de estos.¹³

Los sistemas biomecánicos estáticamente determinados permiten medir con exactitud y calcular el total del sistema de fuerza en todas las unidades en donde se han aplicado¹¹. Para estimar el efecto del aparato, es necesario transferir esas fuerzas como sistema de fuerzas equivalentes para la posición estimada del centro de resistencia de cada unidad, donde una fuerza y posiblemente un momento, podrían actuar. De esta forma, se puede predecir el movimiento dentario en ortodoncia.

^{13 21}

Los siguientes dispositivos mecánicos establecen sistemas estáticamente determinados: **cantiléver, arco de intrusión, arco de extrusión.**^{13 21}

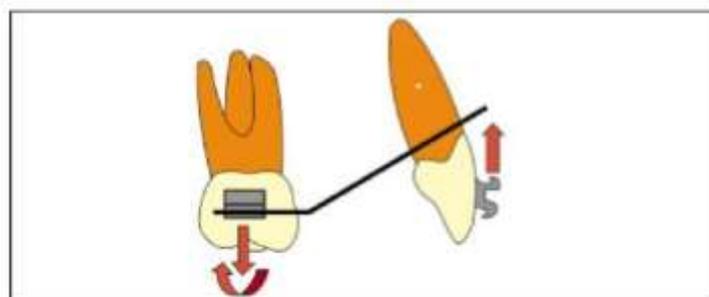


Figura 31. Sistema de fuerzas estáticamente determinado.¹³

3.2. Cantiléver

Puede ser definido como un segmento de alambre ortodóntico en el cual una extremidad es insertada en un bracket o tubo, y la otra extremidad es amarrada en otra unidad por solo un punto de contacto (brazo de palanca).^{13 21}

El cantiléver generalmente es construido con un segmento de alambre 0,017 x 0,025 de acero inoxidable o de titanio-molibdeno (TMA) siendo este último el más indicado, puede tener helicoides próximos a la extremidad insertada en el tubo, lo que aumenta su flexibilidad.^{13 11}

Con el cantiléver se consigue estimar el sistema de fuerzas presente en ambas unidades, considerando la longitud de este y la cantidad de fuerza liberada (medida con un dinamómetro). De esa forma es más sencillo determinar el resultado clínico.¹³

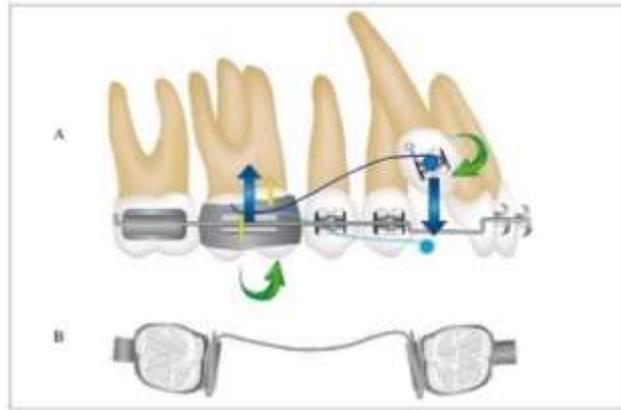


Figura 32. A) Sistema de fuerzas producidas por un cantiléver (sistema estáticamente determinado). Este sistema también revela una tendencia a la palatinización de la pza. 13 con la fuerza en dirección vestibular del Cr. B) Barra palatina utilizada para controlar cualquier efecto no deseado en la unidad de anclaje.¹¹

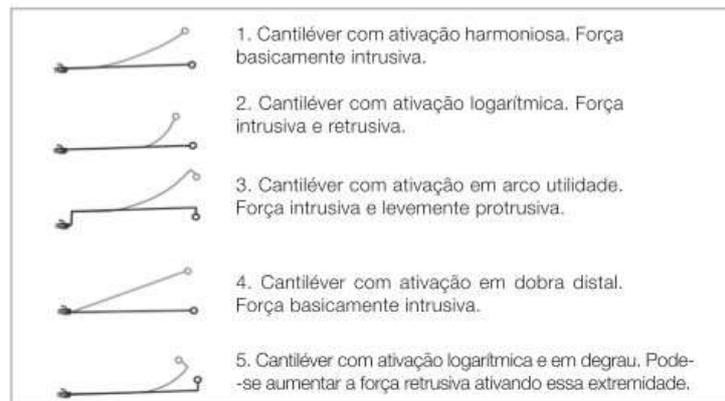


Figura 33. Diferentes activaciones del cantiléver. En plomo, el cantiléver activado. En negro, el cantiléver sin activación.¹²

3.2.1. Indicaciones

Está indicado para hacer tracción de dientes impactados, intrusión, inclinación vestibular y lingual, utilizando el segmento posterior como unidad reactiva, además de servir para verticalizar molares, cuando alguna extrusión es requerida.

La activación de este dispositivo posibilita la liberación de fuerzas leves y constantes, prácticamente sin alteración del sistema de fuerzas durante la desactivación o movimiento del elemento activo.¹³

²²

Por lo tanto, se recomienda utilizar un cantiléver en casos con caninos impactados por palatino o lingualmente que necesitan reposicionarse lingual o labialmente, respectivamente. Un cantiléver permite aplicar un sistema de fuerzas en la dirección deseada, que puede determinarse por el método de pre-activación.

Un cantiléver puede ser reemplazado por un ansa rectangular, siempre que la corona del canino sea visible y su movimiento pueda controlarse tridimensionalmente hasta que se logre el posicionamiento correcto en el arco dental.^{11 22}

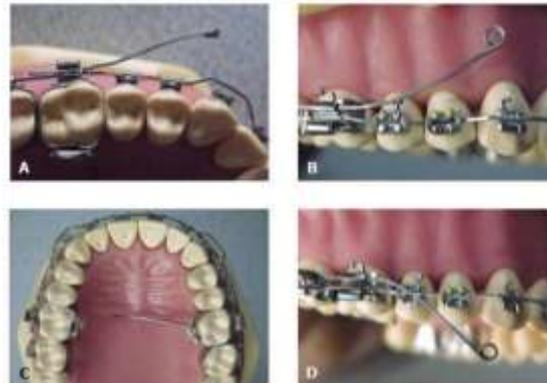


Figura 34. Activaciones del cantiléver.¹³

3.2.2. Ventajas

- Se define las zonas activas y pasivas
- Mejor control de los efectos colaterales
- Mejor control de los efectos deseados
- Uso de fuerzas leves y constantes
- Uso óptimo de los alambres (TMA)
- Menor tiempo de tratamiento
- Menor dependencia de la colaboración del paciente

3.2.3. Desventajas

- Técnicamente difícil de confeccionar
- Incomodidad para el paciente
- Mayor tiempo clínico
- Necesidad de control de los aparatos
- Conocimiento de Biomecánica

3.3. Cantiléver de primer orden

Con respecto al plano oclusal, el cantiléver puede ser fijado posterior o anteriormente. En este plano, un cantiléver produce fuerzas transversales con el momento rotacional en el extremo fijo.

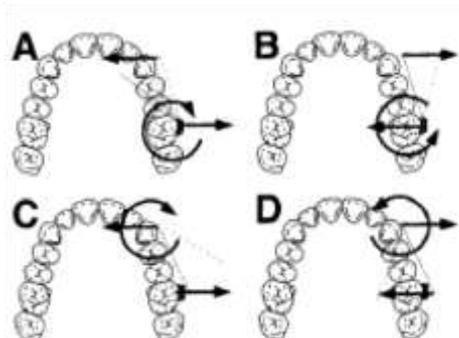


Figura 35. Sistema de fuerza con cantiléver a problemas de primer orden. Un cantiléver insertado en el tubo del molar puede ser activado aplicando una F hacia la línea media (A) o

fuera de la línea media (B). Se muestra el sistema total de la fuerza que actúa sobre los dientes. Un cantiléver insertado en un tubo, en el canino o en la región anterior, puede ser activado para producir una expansión (C) o fuerza de constricción (D). Las flechas representan las fuerzas / momentos aplicados a los dientes.²³

3.3.1. Discrepancias transversales

Las discrepancias transversales en el sector posterior también pueden abordarse con cantiléver. Cuando se conecta al tubo vestibular del molar, el cantiléver puede ser activado para la expansión molar simultánea y la rotación mesiovestibular. El cantiléver se puede insertar en un tubo vertical en el canino o de un tubo auxiliar conectado a un arco de alambre base.²³

El cantiléver proporciona una alternativa a la utilización de Quadhelix y otros aparatos palatinos. La principal dificultad en un diseño de cantiléver para la expansión es la generación de fuerzas de expansión suficientes.

3.3.2. La corrección de la línea media

Un cantiléver proporciona un método de movimiento de los incisivos con efectos secundarios mínimos. Esta técnica se puede utilizar cuando un movimiento de translación es el movimiento requerido. Cuando los incisivos se encuentran inclinados, frecuentemente asociado con erupciones ectópicas o la pérdida prematura de dientes primarios, se necesita una fuerza simple en los incisivos y establecer la coincidencia de la línea media.

En contraste, el uso de un arco recto para la alineación puede dar lugar a problemas en el futuro que requerirían procedimientos de corrección adicionales. La nivelación indiscriminada puede crear un canteo al plano oclusal anterior. La fuerza de fricción actúa en la dirección opuesta del movimiento previsto, resistiendo el movimiento de la línea media dental en la dirección deseada. Los dientes pueden estar en posición vertical sin obtener la corrección de la línea media. El cantiléver proporciona un mecanismo alternativo que evita estas posibles dificultades.²³

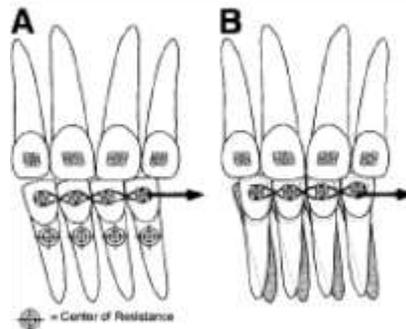


Figura 36. Una discrepancia de línea media causada por la inclinación de los incisivos inferiores. Una simple F en las coronas de los dientes (sin un arco de alambre) irá sobre la posición vertical de los incisivos para así lograr la coincidencia de la línea media (A). Corrección de la línea media (B).²³

Un problema adicional en la corrección de la línea media se produce cuando se requiere movimiento de translación.

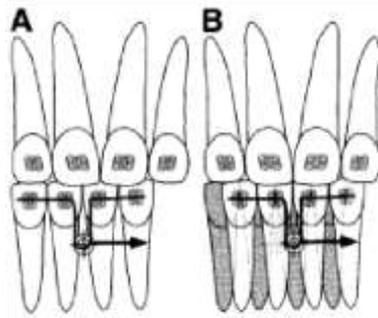


Figura 37. Corrección de la línea media por traslación. Un alambre con un loop extendido apicalmente para aproximarse al Cr de los incisivos, con la finalidad de proporcionar un punto de contacto para la aplicación de la F (A). Una F aplicada a través del Cr producirá la traslación (B).²³

Las discrepancias de la línea media son alteraciones comunes, siendo observadas con mayor frecuencia en maloclusiones de clase II. Por su cierto grado de complejidad, con etiología multifactorial, entre las cuales se pueden mencionar: desvío funcional de la mandíbula por una interferencia oclusal o presencia de mordida cruzada posterior, inclinaciones axiales de los incisivos superiores y/o inferiores, inclinación del plano oclusal frontal, asimetría de la arcada, agenesias y discrepancias de tamaño dentario. El tratamiento correcto de las asimetrías dependerá de un buen diagnóstico.^{24 25}

En casos de asimetría de origen dentario, el uso de elásticos intermaxilares para la corrección de las alteraciones de la línea media corresponde al sistema de fuerzas más comunes empleados actualmente en Ortodoncia. Elásticos cruzados en la región anterior, utilizados para la corrección de la línea media, pueden causar muchos efectos colaterales en los 3 planos del espacio. Sin embargo, en algunos casos esos efectos pueden ser deseables, y habiendo un completo entendimiento del sistema de fuerzas, podemos utilizarlo a nuestro favor en casos bien seleccionados.²⁴

En el 2001, fue descrita una técnica diferenciada para la corrección ortodóntica de discrepancias de la línea media de origen dentaria, basada en la determinación de los movimientos dentarios necesarios en los 3 planos del espacio, y utilizando la técnica de arco segmentado junto a una mecánica de 2 cantiléver (dos vectores). Esa mecánica es utilizada en movimientos donde la línea de la acción de la fuerza es inaccesible, debido a límites anatómicos. El movimiento utilizado es basado en cálculos vectoriales.^{24 25}



Figura 38. A. Corrección de línea media utilizando 2 vectores. A TP en la unidad reactiva (anclaje). Fotos iniciales.²⁴



Figura 38.B. Fotos finales.²⁴

3.4. Cantiléver de segundo orden

Desde la perspectiva de segundo orden, el sistema de fuerza del cantiléver proporciona fuerzas verticales (intrusión, extrusión) y momentos de tip-forward (rotación mesial de la corona) / tip-back (rotación distal de la corona).

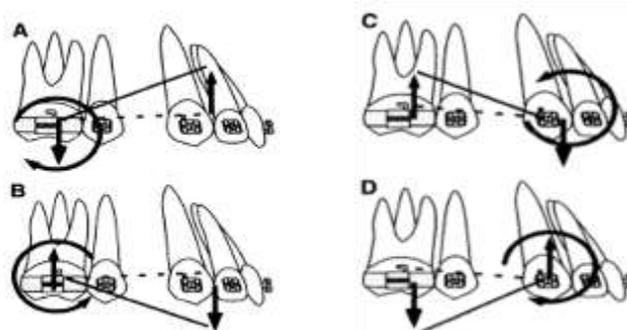


Figura 39. Aplicaciones del cantiléver de segundo orden. Inserción del cantiléver en el tubo molar, lo que permite intrusión anterior, extrusión posterior y tip-back molar (A), o extrusión anterior, intrusión posterior y tip-forward molar (B). Un cantiléver anteriormente colocado que se extiende posteriormente permite extrusión anterior, movimiento de tip-forward anterior, y la intrusión posterior (C), o la intrusión anterior, movimiento tip-back anterior, y la extrusión posterior (D).²³

3.4.1. Cantiléver para corregir la inclinación del plano oclusal

La inclinación del plano oclusal es uno de los problemas más difíciles y desafiantes de tratar, debido al compromiso estético y funcional del paciente. La etiología de origen dentario: pérdida y/o anquilosis del diente antagonista, alteraciones en la cronología de erupción de los dientes antagonistas de una hemiarcada, hábitos bucales deletéreos y pegado inadecuado de los brackets. Pueden presentarse desarmonías esqueléticas y/o combinación de estos factores.

La técnica de arco segmentado nos permite solucionar este tipo de alteraciones, utilizando cantiléver asimétricos gracias al conocimiento del sistema de fuerzas empleado en la unidad activa y reactiva.²⁵



Figura 40. Corrección del canteo oclusal. A) Sistema de fuerzas en la unidad activa. Los momentos de las fuerzas (flechas naranjas) son generadas en virtud de las fuerzas que pasan a lo largo del Cr de los segmentos dentarios (1.3 al 2.1/ 2.2 al 2.5). B, C) Sistema de fuerzas en la unidad activa y reactiva.²⁵

Las flechas verdes menores (tubo auxiliar de los molares) representan el binario desarrollado cuando se amarra los cantiléver activados en la región anterior. Estos determinan los momentos de los binarios (flechas azules). Las flechas rojas representan las fuerzas reactivas de los cantiléver (tercera ley de Newton). Siendo así, esas fuerzas verticales (flechas rojas) y los momentos de los binarios (flechas azules) deben ser eliminados por el refuerzo de la unidad de anclaje.²⁵

La unidad activa representado por las piezas 1.3 al 2.1 fueron desplazados por medio de un momento de la fuerza en sentido horario, con el punto de aplicación de la fuerza entre 1.3 y 1.2, siendo observada una intrusión mayor en la región donde la fuerza estaba siendo ejercida. La fuerza aplicada fue de 70gr con auxilio de un cantiléver en alambre de acero 0,017x0,025, para conseguir mayor flexibilidad y disminuir la relación C/D, se agregó un helicoide en el alambre. En el segmento que representan las piezas 2.2 al 2.5, el movimiento fue generado por medio de un momento de fuerza en sentido antihorario, con el punto de aplicación de la fuerza entre el 2.2 y 2.3. la fuerza extrusiva fue aplicada en ese punto con ayuda de un cantiléver, aplicando una fuerza de 80gr.²⁵

3.4.2. Arco de intrusión anterior

Los arcos de intrusión se caracterizan por la aplicación de la fuerza en un punto de los incisivos. El sistema de fuerzas de arcos de intrusión incluye la intrusión anterior, extrusión posterior y tip-back molar.²³

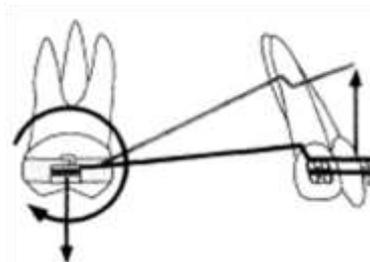


Figura 41. El arco de intrusión²³

El diseño del arco de intrusión es revelado por la variedad de soluciones clínicas que proporciona. Clásicamente, el arco de intrusión se ha utilizado para la corrección de mordida profunda anterior, al mismo tiempo permite la corrección simultánea de relaciones molares de clase II por el tip-back molar.

El sistema de fuerzas resultante de la aplicación del arco base está compuesto por una fuerza vertical intrusiva y un momento que tiende a provocar la rotación de los incisivos, dependiendo del punto de aplicación de fuerza, con relación al Cr de los incisivos. En la unidad reactiva se observará una fuerza vertical extrusiva y un momento de angulación distal en los molares.²⁶



Figura 42. Arco base de Burstone y el sistema de fuerzas creado.²⁶

En la mecánica de intrusión de la TAS, los dientes posteriores son consolidados como segmentos de anclaje (unidad reactiva) por medio de alambres rígidos (acero 0,018 x 0,025 o 0,019 x 0,025) y conectados entre sí a un arco transpalatino (ATP) o a un arco lingual, para neutralizar los efectos de

las fuerzas extrusivas resultantes. El utilizar niveles de fuerza muy bajos también reduce las fuerzas verticales y momentos reactivos.^{26 27}

Uno de los matices de la mecánica de intrusión es la capacidad de seleccionar el punto de aplicación de la fuerza, lo que aumenta en gran medida las posibilidades clínicas. Esto permite un mayor control de los cambios en la inclinación axial de los dientes durante la intrusión.

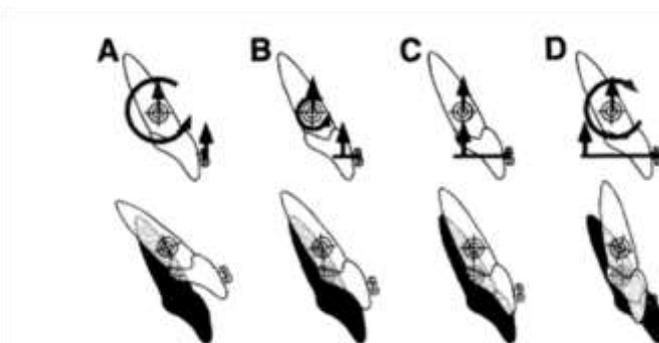


Figura 43. La ubicación del punto de aplicación de la F afecta el tipo de movimiento de los dientes. El movimiento de rotación producido por la fuerza es dependiente del momento de la fuerza. El momento de la fuerza está en función del punto de aplicación de la F y la distancia hasta el Cr. Una F en el bracket de un incisivo (A). Una fuerza ligeramente distal al bracket (B). Una fuerza posicionada distalmente que pase a través del Cr (C). Una fuerza posterior al Cr (D). Los dientes sombreados muestran la posición de los dientes anteriores. Esto permite un mayor control de los cambios en la inclinación axial de los dientes durante la intrusión.²³

La técnica de arco segmentado utiliza el **arco base de intrusión y el sistema de 3 piezas**, siendo ambos sistemas estáticamente determinados; ósea, es posible cuantificar las fuerzas y los momentos liberados. Esta característica se debe al hecho de que el arco es encajado en solo uno de los extremos del sistema, siendo que el otro es amarrado y fijado en un punto de contacto.²⁶ Además de mayor control mecánico, esto posibilita una mayor versatilidad para las individualizaciones inherentes a cada caso.²⁶

Los arcos de intrusión y los cantiléver son confeccionados en alambre de acero 0,018 x 0,025 con doble helicoide, o con alambre de TMA 0,017 x 0,025 sin helicoides. La fuerza de desactivación es mantenida debajo de 10gr/mm, lo que posibilita mayor amplitud de activación, menor necesidad de reactivaciones y reducción de eventuales efectos colaterales, como la extrusión de molares.²⁶ Este arco es insertado en el tubo auxiliar del segmento posterior de los primeros molares. La parte anterior del arco de intrusión es amarrada en uno o dos puntos en el alambre de estabilización, no siendo insertado directamente en los slots de los brackets de los dientes anteriores.^{13 26}

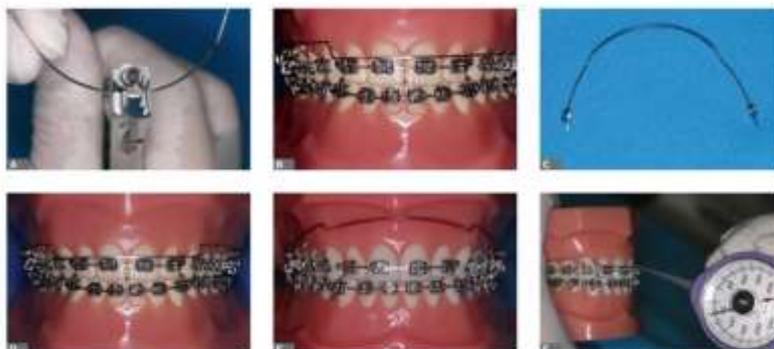


Figura 44: Arco base y su activación: A) Curvatura incisal, B) adaptación de la curvatura incisal, C) Arco base construido, D) Pasivo, E) Activado, F) Fuerza.²⁶

Se recomienda fuerzas de baja magnitud para lograr la intrusión, siendo indicadas de 15 a 20gr para los incisivos centrales superiores, 10 a 15gr para laterales, 25gr para caninos superiores e inferiores, de 10 a 15gr para incisivos inferiores.²⁶

La evolución del tratamiento puede ser observada con la intrusión promedio de 0,7mm por mes, el arco de intrusión debe ser reactivado cada 6 semanas; sin embargo, con el control mensual del movimiento. La intrusión promedio de los incisivos superiores puede ser de 2,36mm, con un máximo de 4,0mm, empleándose una F de baja magnitud, con 60g.²⁶

Las inclinaciones iniciales de los incisivos son determinantes para la selección de la línea de acción más adecuada para lograr el movimiento deseado. Las técnicas que poseen el punto de aplicación fijo, siempre vestibular al Cr de los incisivos, producirán momentos diferentes dependiendo de la mayor o menor inclinación axial, así utilicen la misma magnitud de fuerza intrusiva.²⁶

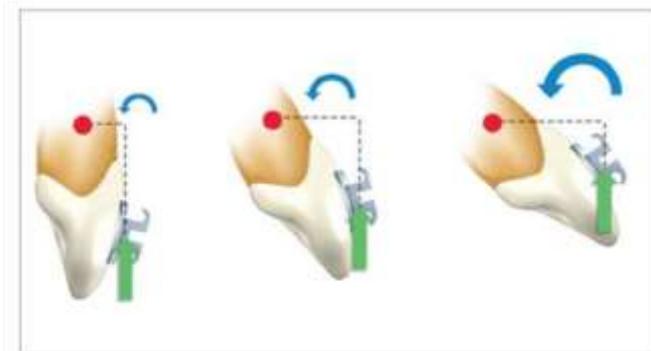


Figura 45. Momentos resultantes dependiendo de la mayor o menor inclinación de los incisivos.²⁶

El movimiento de intrusión es factible y más fácil de lograr en el arco mandibular que en el arco maxilar. La técnica de arco segmentado es la más comúnmente empleada para la intrusión de incisivos, con 1,5 mm de intrusión de incisivos superiores y 1,9 mm de incisivos mandibulares.¹¹

Para un mejor control, se realiza inicialmente la intrusión de los incisivos, seguido por la intrusión de los caninos, minimizando la magnitud de las fuerzas empleadas y evitando grandes fuerzas extrusivas en el segmento posterior. El control de la inclinación de los dientes anteriores es realizado amarrando el arco de intrusión en el alambre de estabilización del segmento anterior, para dirigir la fuerza intrusiva anterior, posterior o en el centro de resistencia de este segmento.^{2 13 28}

3.4.3. Arco de 3 piezas

En cuanto al dispositivo de arco de tres piezas, se fabrican dos cantiléver de intrusión (uno para cada lado) y se insertan en otro segmento en la región anterior. Usar un segmento de alambre en la región anterior, es una alternativa mucho más predecible y comprensible. Si el arco de intrusión se inserta directamente en las ranuras de los brackets, se pueden incorporar momentos indeseados, y se puede producir un sistema mecánico más complejo e indeterminado.¹¹

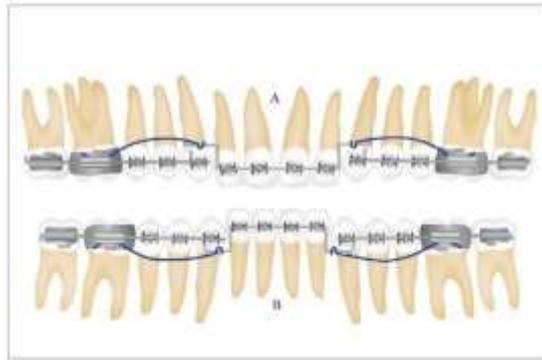


Figura 46. Arco de tres piezas. (A) arco maxilar; (B) arco mandibular. ¹¹

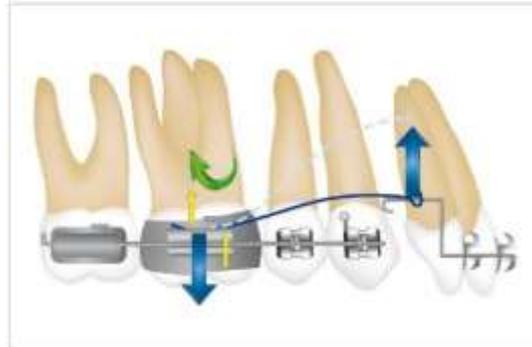


Figura 47. Sistema de fuerzas y los momentos producidos en el arco de intrusión de 3 piezas.

¹¹

Se han llevado a cabo investigaciones sobre el punto de aplicación de fuerza para proporcionar la intrusión adecuada de los incisivos superiores.

Cuando los incisivos presentan inclinaciones normales se recomienda amarrar el arco de intrusión en el segmento anterior próximo al tercio distal de los incisivos laterales. Si la vestibularización de los incisivos es requerida, se recomienda amarrar el arco de intrusión en el segmento anterior entre los incisivos centrales.¹³ Mientras que para la intrusión con retroinclinación, la fuerza debe aplicarse distalmente a los caninos.^{11 29}

Cuando los incisivos se encuentran vestibularizados se indica utilizar el arco de intrusión de 3 piezas, que consiste de un segmento anterior (4 incisivos) estabilizados por un alambre 0,021 x 0,025 de acero con una extensión distal para el encaje de 2 cantilevers.^{13 30}

Santos-Pinto también sugiere otros puntos de aplicación de fuerza, que varían entre la intrusión pura y la intrusión asociada con la inclinación bucal o retroinclinación, de acuerdo con los objetivos del tratamiento.¹¹

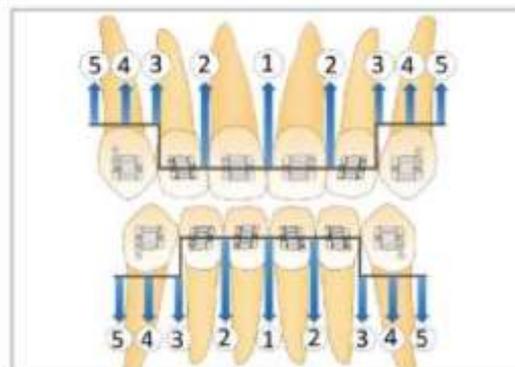


Figura 48. Diferentes puntos de aplicación de fuerza y efectos mecánicos en los incisivos: 1, 2 y 3 = intrusión + vestibularización; 4 = intrusión; y 5 = intrusión + retroinclinación. ¹¹

Después de lograr la intrusión de los incisivos se debe hacer la estabilización de estos con un arco continuo con desvío a nivel de los caninos y se procede a la intrusión de los caninos con dos cantiléver. ^{13 26 30}

Algunas condiciones clínicas requieren no solo la intrusión de los incisivos, sino también la intrusión de caninos, en cuyo caso se recomienda comenzar la corrección de la mordida profunda por los caninos seguidos por los incisivos, por ejemplo (fig 49), muestra el uso de un dispositivo de arco de tres piezas, con dos segmentos colocados posteriormente y un segmento colocado en los incisivos sin incluir los caninos. Dos cantiléver fueron fabricados con alambre de TMA para la intrusión de caninos en ambos lados. Posteriormente, cuando los caninos están sobrecorregidos o en el mismo plano oclusal de los dientes posteriores, se incorporan a la unidad de anclaje posterior, después del cual se realiza la intrusión de los incisivos. ¹¹

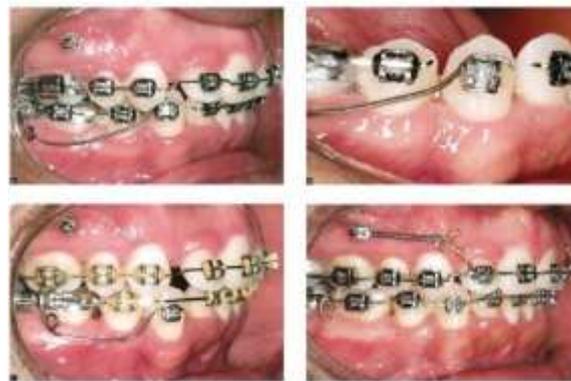


Figura 49. Cantiléver utilizado para la intrusión canina. ¹¹

Cuando una combinación de los movimientos es requerida, se puede ligar los caninos al segmento anterior y colocar niveles de fuerza vertical mayores en el arco de intrusión. De esta forma se obtiene alguna intrusión en el segmento anterior y extrusión en el segmento posterior. ¹³

G. Brit, H.Brito, G.Marra et al ³¹. En simulaciones con elementos finitos, indicaron que la intrusión pura de incisivos mandibulares se registró cuando la aplicación del punto de la fuerza fue de 2 mm distal al centro de la corona del canino en ese modelo individual. Las fuerzas intrusivas aplicadas mesialmente a este punto de referencia generaron tendencias de inclinación labial de la corona, mientras que las fuerzas aplicadas más de 2 mm distalmente al centro de la corona del canino dieron como resultado la inclinación lingual de la corona de los incisivos mandibulares. La mayoría de las fuerzas de reacción registradas en los segmentos posteriores se concentraron en el primer molar, y sus efectos se redujeron en comparación con los dientes adyacentes en la unidad de anclaje.

Además de los procedimientos antes mencionados, la **intrusión y la retracción simultánea de los incisivos superiores** son altamente recomendadas no solo para la intrusión anterosuperior, sino también para la retracción, controlando efectivamente la inclinación axial de esos dientes. En estos casos, además del dispositivo de arco de tres piezas, también se utilizan dispositivos de retracción, como una cadena elastomérica o resortes, incorporando así nuevas fuerzas y momentos en el sistema. Se debe implementar un buen control de anclaje para superar los efectos secundarios de la mecánica. ^{11 29}

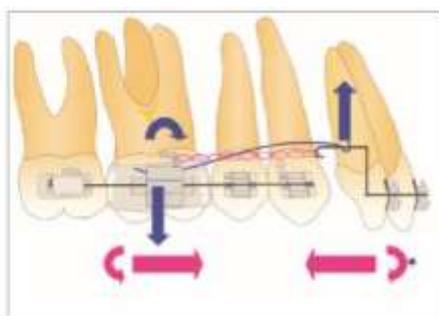


Figura 50. Arco de tres piezas y cierre de espacios por retracción anterior. Las flechas azules indican las fuerzas y momentos generados por el cantiléver. Las flechas rosadas indican las fuerzas y momentos generados por el dispositivo de retracción (ligadura elástica). *La presencia de ese momento está directamente vinculada a la relación entre la línea de fuerza de la ligadura elástica y el Cr del segmento de dientes anteriores (incisivos). En general, el momento estará presente; sin embargo, si la extensión distal se encontrara más alta y la línea de acción de F pasara por el Cr, ese momento no existiría.³²



Figura 51. Obsérvese una leve extrusión de los incisivos superiores y la pérdida de torque. Para la corrección de ese efecto, fue iniciada la mecánica con el arco de tres piezas.³²

Un aspecto fundamental, que también debe ser evaluado antes de la indicación del arco de tres piezas, es respecto al riesgo de que la intrusión de los incisivos superiores puede afectar negativamente en la estética de la sonrisa. Durante el diagnóstico, es importante analizar la posición vertical de los incisivos superiores y su nivel de exposición en reposo, en sonrisa, la edad y el sexo del paciente.³²

3.4.4. Cantiléver de extrusión

Son el reverso de la mecánica de intrusión. Los cantiléver se han utilizado para los movimientos de extrusión de los caninos elevados o impactados y corrección de la mordida abierta anterior.³³ Los caninos maxilares a menudo se ven afectados debido a que son los últimos dientes que irrumpen en la cavidad oral, tienen una ruta de erupción compleja o debido a la falta de espacio para la colocación adecuada en el arco dental.^{11 33}

La impactación de caninos permanentes puede ocurrir en una posición vestibular o palatina. La impactación por palatino es casi dos veces más prevalente que la impactación por vestibular. El canino impactado por vestibular está asociado a la falta de espacio en el arco dentario (83%), el canino impactado localizado por lingual, en 85% de los casos no está asociado a apiñamiento.³⁴

Por lo tanto, por medio de la técnica de arco segmentado, el movimiento deseado se logra cuando la fuerza se aplica directamente al diente mal posicionado o impactado, mientras que la fuerza reactiva se disipa o controla en la unidad de anclaje posterior como resultado de un aumento en el número de dientes unidos al segmento y / o al uso de un dispositivo de anclaje.¹¹

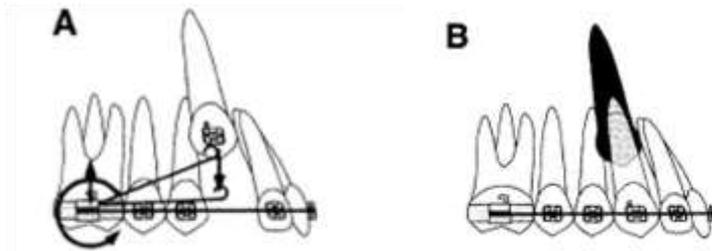


Figura 52. Un cantiléver para la extrusión de un canino retenido o alto. Sistema de fuerzas y el diseño del aparato (A). Extrusión de canino (B).²³

El sistema de fuerzas en el tubo del molar tiende a producir un movimiento mesial de la corona (tipforward) y la intrusión del molar. Estos dientes reactivos pueden ser adecuadamente soportados por un arco de alambre relativamente rígido y un ATP, por lo tanto, eliminando o reduciendo este efecto secundario.



Figura 53. A) Vista lateral del arco segmentado conectado pasivamente al tubo accesorio en el primer molar. B) Vista oclusal del cantiléver. ATP utilizado para minimizar las fuerzas de reacción de la unidad de anclaje. C) Se genera una F resultante cuando el cantiléver se une al accesorio del canino y este se mueve labialmente.³³

3.4.5. Cantiléver para corrección axial

La corrección axial de la raíz del canino puede ser necesario después del cierre del espacio de extracción. El cantiléver insertado en el slot del bracket del canino es un medio para lograr la corrección de la raíz distal.²³

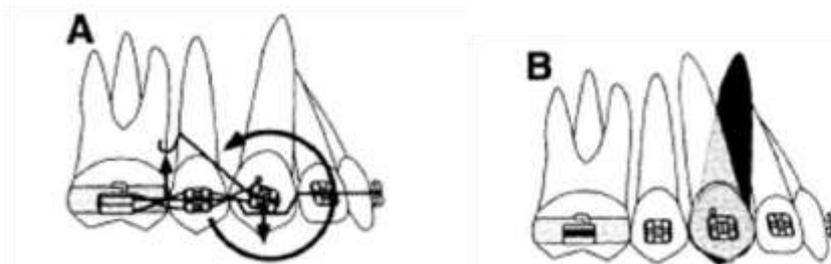


Figura 54. corrección de la raíz del canino con un cantiléver. Sistema de fuerzas y el diseño del aparato (A). Corrección de la raíz del canino (B).²³

3.4.6. Verticalización de molares

La verticalización de molares se emplea ampliamente en casos de pérdida temprana de dientes deciduos, seguida de una migración dental deletérea en pacientes jóvenes y en el tratamiento de ortodoncia de pacientes adultos con pérdida de dientes. En estos casos, la verticalización molar generalmente se asocia con extrusión de dientes antagonistas, reducción del espacio edéntulo, dehiscencia ósea en la superficie mesial de los molares, recesión gingival, contacto temprano en

relación céntrica e interferencia oclusal. Con respecto a la planificación integrada, como ortodoncistas debemos decidir si el diente sujeto a la verticalización experimentará movimiento para el cierre del espacio o para la apertura del espacio, con la finalidad de una rehabilitación protésica o la colocación de un implante.^{11 35 36}

El sistema mecánico utilizando el cantiléver es un sistema estáticamente determinado, pues es posible determinar con facilidad las fuerzas aplicadas y momento generado en la verticalización del molar.³⁷

Se puede usar un cantiléver, extendido hasta la región anterior, para reducir los efectos de la extrusión sobre los molares. Las investigaciones han demostrado que un momento entre 1000 a 1500 gr.mm es apropiado para la verticalización molar.³⁷ Por ejemplo, si se utiliza un cantiléver de 30 mm, una activación de 40 gr es suficiente para la verticalización molar, en cuyo caso 40 gr corresponde a fuerzas intrusivas en la región anterior y fuerzas extrusivas en la región posterior (de los molares).

Los pacientes mesocefálicos o braquicefálicos pueden eliminar o reducir este efecto de extrusión por su propio patrón muscular; sin embargo, se requieren estudios adicionales para investigar más a fondo este tema.¹¹

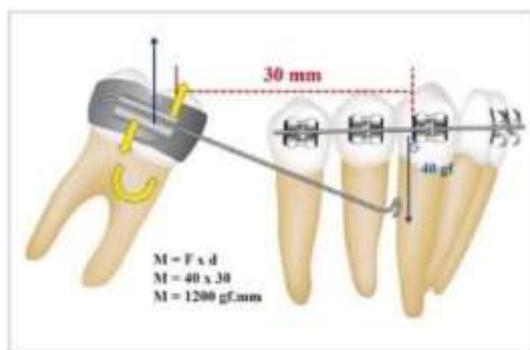


Figura 55. Ilustración que muestra el momento producido por el cantiléver utilizado para la verticalización molar.¹¹



Figura 56. Ilustración clínica de un cantiléver utilizado para verticalizar la pieza 37.¹¹

En los casos en que la extrusión molar no es requerida, se pueden usar cantiléver soportados por mini implantes con la línea de fuerza vectorial que pasa por debajo del centro de resistencia de los molares, para producir una fuerza resultante que intruye el molar. Otra opción para eliminar la fuerza de extrusión es usar un cantiléver doble, en cuyo caso se usa un cantiléver en la posición vertical convencional, mientras que el otro se activa para producir fuerzas intrusivas en el molar. Por lo tanto, el efecto de extrusión producido por el cantiléver convencional se neutraliza mediante el segundo cantiléver. Una desventaja de esta opción es la incomodidad del paciente causada por el uso de dos dispositivos.¹¹



Figura 57. Efectos de la intrusión causada por la activación de un segundo cantiléver insertado en el tubo cruzado (anterior), neutralizando los efectos extrusivos producidos por el primer cantiléver.¹¹



Figura 58. Neutralización de los efectos verticales sobre el molar a verticalizar.¹¹

El sistema de doble cantiléver evita la extrusión del molar durante el movimiento de verticalización de este. Este sistema produce un movimiento de intrusión promedio de 1 .29mm al realizar la verticalización de un molar.³⁸

Según el análisis del "Safety Factor", la fuerza de 40gr y el momento de 1200gr.mm aplicados en el sistema cantiléver doble no producen efectos adversos en la raíz de los molares e inclusive el estudio sugirió que se puede aumentar la fuerza.³⁸

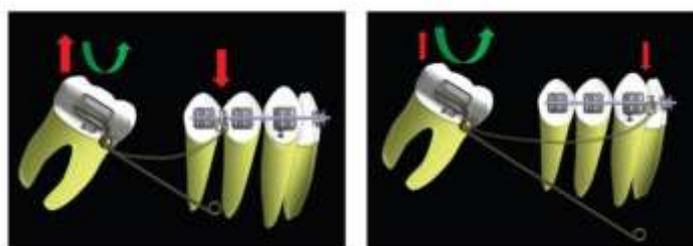
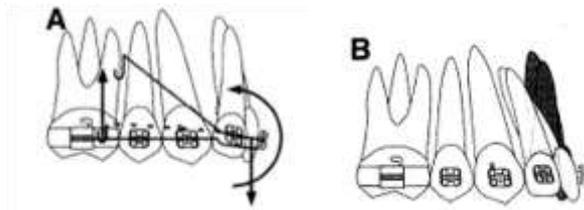


Figura 59. Verticalización del molar con uso de cantiléver corto (derecha), se observa los efectos. Uso de cantiléver más largo (izquierda), ocasionando un momento mayor en el diente.

3.5. Cantiléver de tercer orden

Los movimientos dentales de tercer orden son los que cambian la inclinación axial (buco-lingual) de los dientes. El bracket edgewise, en asociación con los arcos de alambre rectangular, es un enfoque comúnmente conocido como la generación de torque y de movimiento de tercer orden. Los cantiléver son también capaces de producir estas correcciones de inclinación axial, a menudo sin la necesidad de recurrir a los alambres rectangulares pesados que participan en todos los dientes.

Después de la retracción puede ocurrir una excesiva inclinación vertical de incisivos y la reducción del overjet, sobre todo cuando los dientes son retraídos con alambres de arco redondo.



La Figura 60. Movimiento de tercer orden con corrección de la raíz utilizando cantiléver. Sistema de fuerzas y el diseño del aparato (A). El cantiléver se fabrica con un alambre rectangular del tamaño del bracket. Corrección de la raíz (B).²³

Los alambres rectangulares ofrecen otro modo de activación. La torsión permanente en una sección curvada de alambre es un enfoque alternativo a la activación del cantiléver. Las fuerzas de torsión a partir de alambres de tamaño completo dentro de los tubos edgewise o brackets generan una cupla de tercer orden que actúa en el slot del bracket / tubo.



Figura 61. Torsión sobre el eje largo de una sección curvada de un arco de alambre rectangular. La torsión crea una activación de tercer orden que puede ser utilizado para la generación de fuerza del cantiléver.

Uno de los retos del movimiento dental vertical es la prevención de los efectos secundarios no deseados. Por ejemplo, en el tratamiento de una mordida abierta anterior con un arco de extrusión, el efecto secundario en los molares puede ser un momento tip-forward. Los movimientos tip-forward de los dientes posteriores tienden a aumentar los problemas del plano oclusal asociados a mordidas abiertas. La activación de tercer orden a un cantiléver de extrusión puede ser un medio para reducir este efecto secundario.

CAPITULO IV. SISTEMA DE FUERZAS ESTATICAMENTE INDETERMINADO

4.1 Concepto

El sistema de fuerza estáticamente indeterminado es también conocido como un sistema de 2 binarios, en el que las dos extremidades del aparato se insertan en el bracket o tubo. De este modo, el sistema es considerado estáticamente indeterminado, porque, la magnitud de las fuerzas y de los momentos producidos no pueden ser clínicamente medidos de manera precisa.^{7 39}



Figura 62. Sistema estáticamente indeterminado. El cantiléver esta insertado en el tubo o en el bracket en ambas extremidades alfa y beta.

Como característica de este sistema es que durante la desactivación del aparato pueden ocurrir cambios tanto en la intensidad como en el sentido de las fuerzas y momentos, esto es, la disminución de la fuerza aplicada no es proporcional a la disminución del momento.

En los sistemas de fuerzas estáticamente indeterminados se describen 3 diseños básicos y su mecanismo de acción. Estos se caracterizan por su doblé en "V" y en escajón.^{4 13}

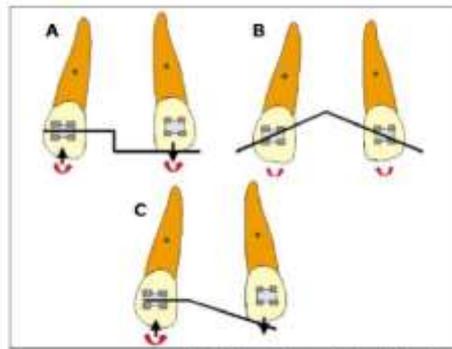


Figura 63. Mecanismos de acción. A: doblé en escajón, B: doblé en V simétrico (central). C doblé en V asimétrico.¹³

Los dispositivos mecánicos utilizados en la Técnica de Arco Segmentado que representan este tipo de sistema son el **ansa en "T" para retracción, el ansa rectangular para corrección radicular, la barra palatina (ATP) y el arco lingual, entre otros.**¹³

4.2. Posición neutra

Es la posición en la cual un ansa solo presenta momentos de activación, es decir, sin fuerzas.^{2 40} Se deben cumplir los siguientes parámetros:

- Debe encajar una de las extremidades en una ranura y el otro extremo coger con dos dedos a través de una pinza Mathieu y dar una torsión de tal forma que al ejercer presión se encuentre paralelo al tubo.
- Si en estas condiciones el extremo del alambre está lejos del tubo, significa que el diente se moverá en esa dirección.
- Si por alguna razón no es deseable esta posición debemos realizar los ajustes necesarios.

4.3. Las 6 Geometrías de Burstone

La descomposición del sistema de fuerzas liberados por los aparatos ortodónticos es relativamente desconocida por muchos ortodoncistas. Con ello, muchos movimientos impredecibles o indeseados de los dientes son producidos durante el tratamiento. En algunas técnicas, el sistema de fuerza es producido totalmente o en parte por el posicionamiento del alambre en los tubos o brackets. En el pasado, la cantidad de fuerzas era calculada con tensiómetros, por eso esa información no era suficiente para describir completamente el sistema de fuerzas en la mayoría de las aplicaciones clínicas, ya que se trataba de un sistema estáticamente indeterminado.²

Cuando el alambre es colocado en la boca, una configuración de fuerzas complicadas es producida en cada diente. Al analizar el sistema de fuerza que será generado al posicionar un alambre en un bracket, se puede anticipar los efectos colaterales que serán provocados, siendo que esos pueden

ser favorables o no dependiendo de la situación clínica de cada caso. Si son desfavorables, algunas acciones pueden ser tomadas para su control, o mecánicas alternativas pueden ser desarrolladas para obtener los resultados deseados de manera diferente.

Para reducir ese sistema complejo de fuerzas, Burstone y Koenig analizaron un sistema de fuerza producido por un segmento de alambre recto de 0,016 de acero posicionado entre dos dientes, como, por ejemplo, un alambre posicionado solamente entre un premolar y un canino en un sistema estáticamente indeterminado. Si el arco no estuviera pasivo en los brackets, un sistema de fuerza será producido en el canino y en el premolar, por ejemplo. Comprender la acción del sistema de fuerza generado en un segmento de arco en dos dientes es la unidad básica para comprender el sistema de fuerza en un arco completo. En el estudio de Burstone y Koenig, la angulación de un bracket fue aumentado en cuanto el otro permaneció intacto y se observó la siguiente proporción entre los ángulos: 1; 0,5; 0; -0,5; -0,75; y -1. A partir de eso, las 6 geometrías fueron analizadas y el sistema de fuerzas de cada uno desarrollado y descrito.^{2 8}

CLASS:	I	II	III	IV	V	VI
$\frac{\theta_A}{\theta_B}$	1.0	0.5	0	-0.5	-0.75	-1.0
LOWER LEFT QUADRANT						

Tabla 1. Las seis geometrías básicas basadas en la relación a los ángulos A, B. Las clases son independientes de la distancia entre brackets. La posición A es el canino; posición B, el premolar.⁸

Es importante comprender la conversión de algunos signos que son aplicados para los momentos y para las fuerzas positivas y negativas.

Fuerzas positivas (+): fuerzas anteriores, laterales, mesiales, vestibulares y extrusivas.²

Fuerzas negativas (-): fuerzas posteriores, medianas, distales, linguales e intrusivas.²

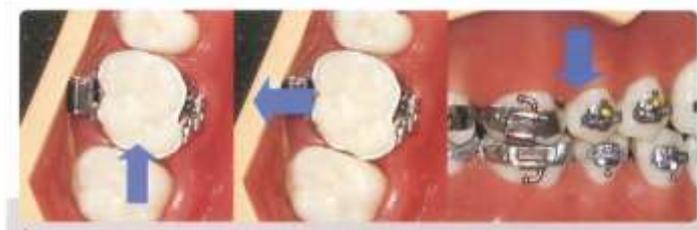


Figura 64. Ejemplos de fuerzas positivas.²



Figura 65. Ejemplos de fuerzas negativas.²

Momentos positivos (+): momentos de la corona para las direcciones mesial y vestibular.²



Figura 66. Ejemplo de momento positivo

Momentos negativos (-): momentos de la corona para las direcciones distal y lingual.



Figura 67. Ejemplo de momento negativo

4.3.1. Geometría I

La geometría I describe dos brackets con una misma angulación y dirección. Se producen dos momentos positivos iguales y en la misma dirección, y fuerzas verticales con la misma intensidad y dirección opuesta, siendo una positiva y otra negativa para el equilibrio. Cuando los momentos son iguales, la proporción M/F es igual a +1. Aunque la magnitud de los momentos sea variable dependiendo de la cantidad de activación y de la distancia inter-brackets, la proporción de los momentos en cada unidad dentaria permanece +1. En relación con la activación del ATP en la geometría I, las ansas son activadas con la misma angulación siendo paralelas entre sí y en sentidos opuestos.²

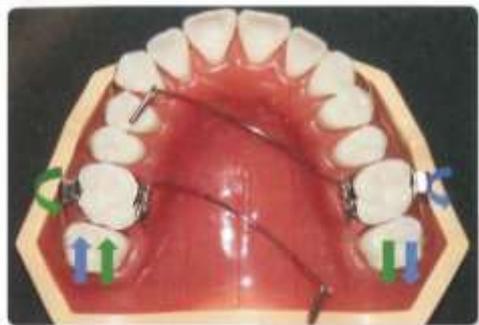


Figura 68. ATP con geometría I. Momentos iguales y en el mismo sentido, fuerzas iguales y en sentido contrario.²

4.3.2. Geometría II

La geometría II describe la angulación de uno de los brackets siendo la mitad del otro en el mismo sentido. Los momentos producidos son en el mismo sentido (positivos) y diferentes (la magnitud del momento de un diente es 0,8 del momento del otro diente). Se producen fuerzas iguales y en sentido contrario en los dos dientes, siendo una positiva y otra negativa y momentos diferentes en esa angulación de brackets, la proporción M/F es igual a 0,5. En relación con la activación del ATP en geometría II, un ansa es activada a la mitad de la otra en sentidos opuestos.²

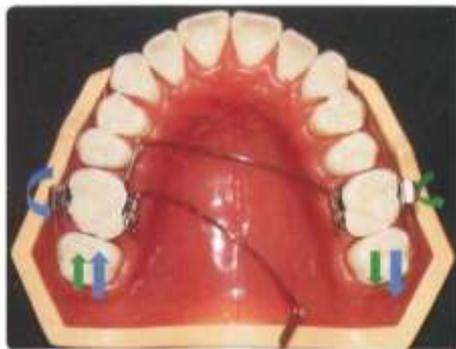


Figura 69. ATP en geometría II. Momentos diferentes y en el mismo sentido y fuerzas iguales en sentidos contrarios.²

4.3.3. Geometría III

La geometría III describe el eje inter-brackets cruzando los dos brackets. La angulación de uno de los brackets es realizada de manera que cuando un alambre es posicionado en uno de los dientes, ese alambre cruza el centro del slot o ranura del otro diente. Produce momentos positivos diferentes y en el mismo sentido (magnitud del momento de uno de los dientes sería 0,5 del momento del otro diente) y las fuerzas son iguales y en sentidos opuestos, siendo una positiva y otra negativa, y con los momentos diferentes en esa angulación de los brackets, la proporción M/F es igual a 0. Con relación a la activación del ATP en geometría III, solo un ansa es activada y la otra se mantiene pasiva.²



Figura 70. ATP en la geometría III. Momentos diferentes y en el mismo sentido y fuerzas iguales en sentidos opuestos.²

4.3.4. Geometría IV

La geometría IV describe la angulación de uno de los brackets, siendo la mitad del otro en sentidos opuestos. Se puede considerar como una "V" asimétrica con fuerzas verticales y solo un momento. Un momento positivo es producido en solo uno de los dientes (la magnitud del momento de un diente en relación con el otro es igual a 0 por el hecho de que el momento estará actuando solamente en uno de los dientes). Se producen fuerzas iguales y en sentidos contrarios en los dos dientes, siendo una positiva y otra negativa. Como existe apenas un momento en esa angulación de los brackets, la proporción M/F es igual a -0,5. Con relación a la activación del ATP en la geometría IV, un ansa es activada a mitad de la otra en el mismo sentido.²

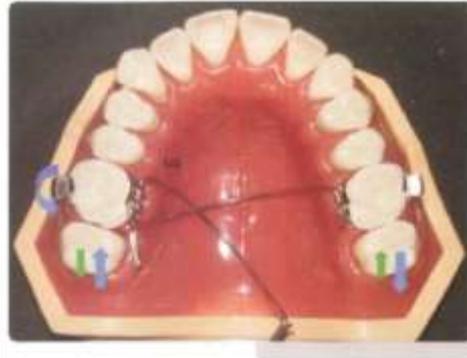


Figura 71. ATP en la geometría IV. Solo un momento y fuerzas iguales y en sentidos opuestos.²

4.3.5. Geometría V

La geometría V describe la angulación de uno de los brackets, siendo $\frac{3}{4}$ de la angulación del otro en sentidos opuestos. Clínicamente, esta geometría describe la situación en la que las raíces de los dientes adyacentes en relación con un espacio dejado por una extracción se presentarán inclinadas para afuera de ese espacio, en cuanto las coronas se encontrarán inclinadas para dentro del mismo. Un momento positivo es producido en solo uno de los dientes y el otro momento negativo es producido en el diente opuesto (la magnitud del momento de un diente con relación al otro es igual a $-0,4$). Produce fuerzas iguales y sentidos contrarios en los dos dientes, siendo una positiva y otra negativa. Siendo los momentos contrarios en esa angulación del bracket, la proporción M/F es igual a $-0,75$. Con relación a la activación del ATP en la geometría V, un ansa es activada $\frac{3}{4}$ de la otra en el mismo sentido.²

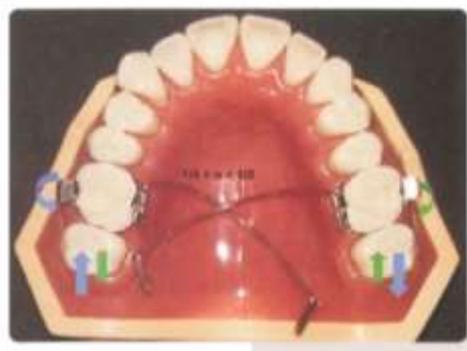


Figura 72. ATP en la geometría V. Momentos diferentes y en sentidos opuestos, fuerzas iguales y sentidos contrarios.²

4.3.6. Geometría VI

La geometría VI describe las angulaciones de los brackets iguales y en sentidos opuestos. Así como en la geometría V, esta presenta la misma situación clínica en relación con el posicionamiento de las raíces y de las coronas, pero con angulaciones más simétricas. La geometría VI se caracteriza por un "V" simétrico. Un momento positivo es producido en solo uno de los dientes, y otro momento negativo es producido en el diente opuesto con la misma magnitud, pero en sentidos opuestos (la magnitud del momento de un diente con relación al otro es igual a -1).

Se producen fuerzas iguales y en sentidos contrarios en los dos dientes, siendo una positiva y otra negativa y de la misma magnitud haciendo que ellas se anulen entre si generando solo momentos, y los momentos contrarios e iguales en esa angulación de los brackets, la proporción M/F es igual a -1 . Con relación a la activación del ATP en geometría VI, las activaciones de las ansas presentan las mismas angulaciones y en el mismo sentido.²

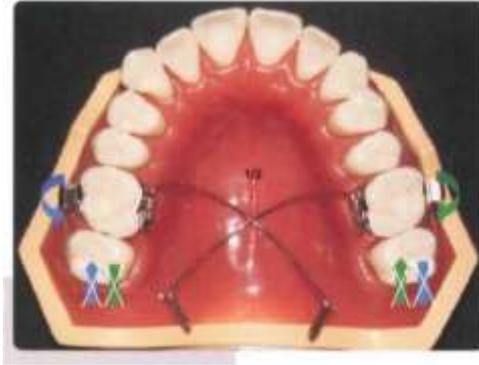


Figura 73. ATP en la geometría VI. Momentos iguales y opuestos.²

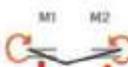
TIPO	MODELO/ SISTEMA DE FORÇAS	MOMENTO	BINÁRIO INTERBRAQUETE	TIPO DE APARELHO	EXEMPLOS
Geometria VI Momentos iguais e opostos		$M1 = M2$	Não há forças verticais	Dobra V centralizada	Mecânica de fechamento de espaços em Desliz.
Geometria V Momentos opostos		$M1 > M2$	Há forças verticais	Dobra V descentralizada	Mola T ou alça M-loop
Geometria IV Momento distinto		$M2 = 0$	Há forças verticais	Cantilêveres	Cantilêveres ou arco de intrusão
Geometria I-III Momentos opostos		$M1 = M2$	Há forças verticais	Dobra em degrau	Dobra de extrusão/ intrusão

Tabla 2. Sistemas de fuerzas generados por los aparatos de Ortodoncia (adaptado por Kuhlberg, A 2005).⁷

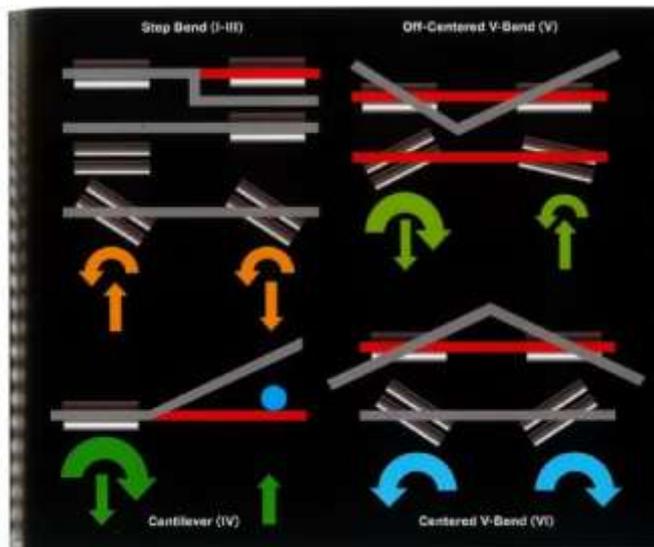


Figura 74. Las 6 geometrías (modificado de Nanda, R 2005).⁷

4.4 Aplicaciones clínicas

El arco transpalatino (ATP) removible permite aplicaciones clínicas más versátiles que su contraparte soldada. Las activaciones del ATP pueden generar configuraciones específicas, que, a su vez, pueden proporcionar una variedad de sistemas de fuerza para mover los dientes en los tres planos de espacio. Sin embargo; la predicción y el logro apropiado del movimiento deseado usando un ATP no es una tarea simple. Teniendo en cuenta que ambos extremos del aparato están enganchados en los tubos linguales, las fuerzas y los momentos aplicados en los dientes no pueden medirse clínicamente. Este sistema se llama estáticamente indeterminado porque algunas de las fuerzas y momentos desconocidos no se pueden calcular a partir de las fórmulas de equilibrio de fuerza y momento.⁴¹

Aunque complejos, los sistemas de fuerza entregados por el ATP pueden entenderse más fácilmente si seguimos los principios biomecánicos de las seis clases de geometrías de Burstone y la ley del equilibrio.⁴¹

Class of Geometry	GEOMETRY I (BA/BB=1.0)	GEOMETRY II (BA/BB=0.5)	GEOMETRY III (BA/BB=0)
Degree of activation and expected force system			
Class of Geometry	GEOMETRY IV (BA/BB=0.5)	GEOMETRY V (BA/BB=0.75)	GEOMETRY VI (BA/BB=1.0)
Degree of activation and expected force system			

Tabla 3. La activación de la geometría con ATP se define por las distancias de los extremos medidos con respecto a la parte mesial del tubo lingual. El grado de activación en un lado del arco está representado por la distancia (en milímetros) desde la parte mesial del extremo hasta la parte mesial del tubo lingual del lado opuesto. A y B son los ángulos de los extremos terminales con respecto al eje intertubo.⁴¹

GEOMETRY	I	II	III	IV	V	VI
$\theta A/\theta B$	1.0	0.5	0	-0.5	-0.75	-1.0
MA/MB	1.0	0.8	0.5	0	-0.4	-1.0
RELATIVE FORCE SYSTEM ON TEETH	177.0 177.0 ↓ ↑ 1860 1860 ↻ ↻	160.0 160.0 ↓ ↑ 1488 1860 ↻ ↻	133.0 133.0 ↓ ↑ 930 1860 ↻ ↻	88.6 88.6 ↓ ↑ 1860 ↻ ↻	53.3 53.3 ↓ ↑ 740 1860 ↻ ↻	1860 1860 ↻ ↻

Tabla 4. Sistemas de fuerza entregados por el modelo matemático de Burstone y Koenig con respecto a un segmento de alambre de acero inoxidable con un diámetro de 0.016 pulgadas.
8 41

Sakima et al (2017): “Quantification of the force systems delivered by transpalatal arches activated in the six Burstone geometries”. Concluyen que las activaciones de primer orden del ATP pueden proporcionar sistemas de fuerza predecibles con respecto a la dirección de fuerzas y momentos alcanzables, pero también se producen algunas fuerzas y momentos inesperados. Por lo tanto, se recomienda un monitoreo clínico cuidadoso cuando se usa este sistema estáticamente indeterminado.⁴¹

GEOMETRY	I	II	III	IV	V	VI
$\theta A/\theta B$	1.0	0.5	0	-0.5	-0.75	-1.0
MA/MB	1.2	0.9	0.2	-0.6	-0.8	-0.8
FORCE SYSTEM ON TEETH	322 322 ↓ ↑ 5183 4050 ↻ ↻	265 265 ↓ ↑ 3615 4152 ↻ ↻	163 163 ↓ ↑ 675 3968 ↻ ↻	52.2 52.2 ↓ ↑ 2174 3617 ↻ ↻	31.3 31.3 ↓ ↑ 2690 3561 ↻ ↻	19.5 19.5 ↓ ↑ 2897 3544 ↻ ↻

Tabla 5. Sistemas de fuerza entregados por un ATP de acero inoxidable con una activación de 0.032 pulgadas para obtener las 6 geometrías en el plano oclusal (activaciones de primer orden).⁴¹

El arco lingual y el ATP son componentes importantes de la técnica de arco segmentado. Se emplean apoyándose generalmente en los primeros molares ingresando en las cajas linguales. Son elaborados con alambres redondos de acero inoxidable o TMA con un grosor de 0.9mm (0.036”) o de 0.8mm (0.032”), dependiendo de su finalidad, son insertados en los tubos linguales con dimensiones de 0.036 x 0,072.^{2 13}

Pueden ser usados de dos maneras diferentes: como refuerzo de anclaje (uso pasivo) y para la corrección de la posición de las molares (un uso activo)^{13 42}. La activación puede ser simétrica o asimétrica.⁴³ Para ser usados como anclaje el grosor que se emplea debe ser el mayor, siendo el de 0.9mm y no se debe realizar un ansa en el diseño del arco.²

S.Diar-Bakirly, M.Feres.H, Saltaji et al (2017)⁴⁴, en su revisión sistemática y metaanálisis: “Effectiveness of the transpalatal arch in controlling orthodontic anchorage in maxillary premolar extraction cases: A systematic review and meta-analysis”. Evaluaron la efectividad del arco APT

como dispositivo de anclaje para prevenir la mesialización de los molares superiores durante la retracción de los dientes anteriores después de la extracción de premolares. Basándose en un riesgo mayormente moderado de sesgo y con cierto nivel de certeza, concluyen que el ATP por sí solo, no debe recomendarse para proporcionar un anclaje máximo durante la retracción de los dientes anteriores en casos con extracciones.



Figura 75. ATP pasivo.²

El movimiento de molares se puede realizar con el arco lingual y el ATP en los 3 planos y de manera simétrica o asimétrica.^{13 42}

Cuando se van a utilizar para realizar movimientos en las molares, se emplean alambres de 0.8mm de grosor y se le pueden agregar ansas. De acuerdo con la planificación, con los arcos linguales y el ATP se puede hacer expansiones, contracciones, correcciones de giroversiones, verticalizaciones de molares unilaterales, distalizaciones simétricas y correcciones de inclinaciones ya sean simétricas o asimétricas.¹³

El arco lingual puede ser usado por sí mismo o insertado como complemento del arco labial. Un arco lingual adicional es a veces necesario porque el arco labial (vestibular) tiene dos grandes limitaciones: consideraciones de anclaje a los dientes adyacentes e inestabilidad del arco posterior.²

Es esencial el entrenamiento y el diseño de la geometría inicial, del sistema de fuerza necesario al movimiento deseado y de la observación del movimiento adquirido.¹³

En el arco maxilar, dos diseños son básicos: el *arco transpalatal (ATP)* y el *arco de herradura*. Aunque un ATP generalmente se inserta desde mesial de la caja lingual a veces es deseable insertar desde distal. Esto puede evitar el contacto si hay un torus palatino o un segundo premolar posicionado lingualmente. Colocar un ATP más distal también puede influir en el sistema de fuerza para producir asociación.¹³

El arco de herradura maxilar tiene la ventaja de ser simple y fácil de fabricar porque se necesita un contorno palatino mínimo. Debido a que la orientación del alambre está a 90 grados con respecto a un ATP, el sistema de fuerza es especialmente adecuado para tipos especiales de movimiento de los dientes.¹³ Por su eficacia y mínimos efectos secundarios, se puede recomendar el ATP como un enfoque adecuado para corregir las discrepancias transversales.⁴³

R, Cannavale, et al (2018)⁴⁵, realizaron una revisión de la literatura: “*Assessment of Transpalatal Arch Activations: A Comprehensive Review of In Vitro Studies*”. El objetivo fue evaluar las activaciones del ATP en los estudios in vitro. Los tipos de activación con el ATP evaluados en los estudios fueron: torque, desrotación y expansión. Los resultados indicaron que las activaciones del ATP no pueden evaluarse con precisión, debido a varios sesgos consistentes que se muestran en la metodología y la información de los resultados en los estudios incluidos, así como los diferentes tipos de acero inoxidable, el calibre, altura, longitud del ATP. Por lo tanto, llegaron a la conclusión de que se necesita más investigación con criterios de inclusión más homogéneos y detallar los tipos de activaciones en los próximos estudios.

Debido a la presencia de la lengua, los arcos linguales mandibulares deben tener la configuración de herradura existiendo dos tipos de arco comúnmente utilizados. *El arco lingual mandibular alto* toca el cingulo incisivo y se utiliza para el mantenimiento del espacio o para un mayor control del anclaje. También se puede usar para evitar que el incisivo mandibular se incline lingualmente en la

terapia de extracción. *El arco mandibular bajo* se coloca debajo de la lengua y no toca los incisivos mandibulares. Es más universal en sus aplicaciones, incluido el control del ancho posterior, las inclinaciones axiales bucolinguales molares y como base para los resortes. El arco lingual mandibular bajo debe fabricarse tan apical como sea posible para que la lengua no aplique una fuerza vertical o hacia delante sobre él. Su posición baja tiene la ventaja adicional de una curvatura suave que es fácil de fabricar y que no requiere un contorno alrededor de los dientes.²

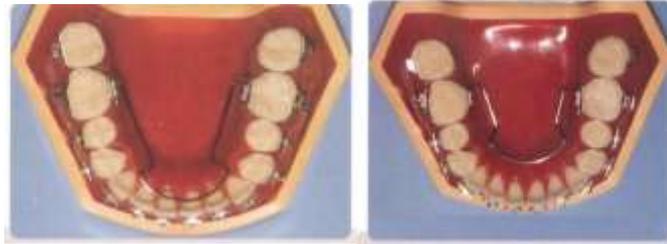


Figura 76. Arco lingual en caso sin extracciones dentarias(derecho).² Arco lingual en caso con extracciones dentarias (izquierdo).²

Las activaciones para lograr rotación de molares, tanto simétricas como asimétricas en ambos maxilares, deben respetar la cantidad de fuerza y momentos deseados.²

4.5. Ansa rectangular

Se recomienda un ansa rectangular para el control tridimensional de un diente con anomalías de posicionamiento más severas.¹¹

El ansa rectangular puede ser empleada para la corrección de problemas considerados de primer y segundo orden. El ansa debe ser posicionada centralmente en relación del diente que va a ser corregido y debe tener medidas aproximadas de 6 a 7 mm en sentido cervico-oclusal y de 8 a 10 mm en el sentido mesio-distal. Generalmente es apoyada en el segmento posterior que sirve de unidad de anclaje.^{13 26}

Permite resolver malposiciones dentarias, siendo simple de ser confeccionado, un ansa rectangular puede ser confeccionado en alambre de acero inoxidable o de preferencia en alambre de TMA 0.017 x 0.025, con dimensiones preestablecidas y en algunas situaciones es necesario ser individualizada (personalizada) dependiendo de la situación. Cuando el ansa se confecciona en alambre de acero inoxidable, se deben agregar helicoides de 3mm de diámetro en las áreas próximas al encaje en los brackets y tubos, aumentando de esta manera la flexibilidad del ansa.¹³²

Dependiendo del tipo de activación realizada, fuerzas verticales intrusivas o extrusivas, pueden ser generadas en el sistema.¹³ Las ansas rectangulares ofrecen un buen control de la relación momento/fuerza (M/F). para mantener esta relación constante, todas las fuerzas extras deben ser removidas, como, por ejemplo; las fuerzas friccionales que hacen que se produzcan diferentes centros de rotación. El arco continuo causa el "efecto fricción", pues los brackets no están libres para deslizarse, y las ansas liberan un sistema de fuerza consistente, es decir, el momento de la fuerza ejercida está en la dirección exigida por el diente para su corrección, produciendo, por lo tanto, los movimientos deseados en la unidad activa.²

La cantidad de alambre del ansa rectangular mesial y distal al bracket debe ser la misma, para que sean creados binarios puros de movimiento, pues si la distribución de alambre fuera irregular puede afectar la relación M/F. La activación del ansa se da por la forma que ella misma asume cuando es simulado el movimiento deseado del diente por medio de 2 alicates, que es llamada ansa con preactivación.²

Para llegar al movimiento dentario deseado, la aplicación del sistema de fuerzas adecuada es de suma importancia. Para un movimiento dental, solo una combinación de fuerzas y momentos puede ser considerado correcto. La distribución del alambre del ansa rectangular con respecto al bracket

determina la relación momento-fuerza, y el movimiento del diente es producido por la desactivación de la misma ansa.

Este sistema es estáticamente indeterminado, dado que, durante la desactivación, el sistema de fuerzas puede ser poco predecible debido a los cambios en el posicionamiento de los dientes.¹¹

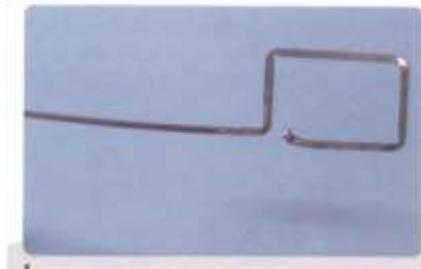


Figura 77. Ansa rectangular confeccionada de forma pasiva.²

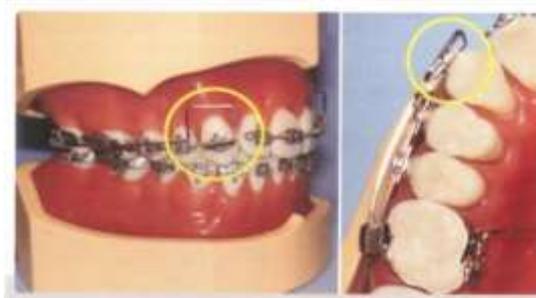


Figura 78. Ansa rectangular pasiva con el bracket en su área central.²

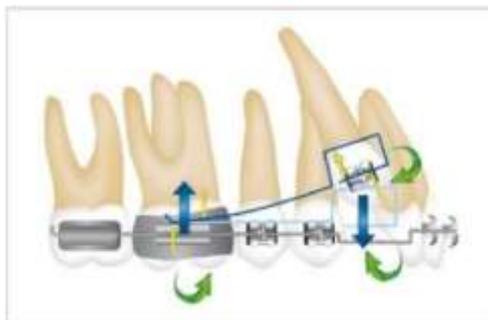


Figura 79. Sistema de fuerzas producido por un ansa rectangular (sistema estáticamente indeterminado). El ansa rectangular activada (celeste) debe ajustarse para determinar la posición final del diente. Cuando se inserta en la ranura (azul), su desactivación moverá el diente en la posición previamente establecida.¹¹

4.5.1. Indicaciones^{13 46}

- Sirve para la corrección aislada de dientes en mala posición, generalmente caninos y premolares, así como también en segundos molares e incisivos.
- Corrección de problemas de 1er orden, como rotaciones o giroversiones (plano horizontal).
- Corrección de problemas de 2do orden, como intrusión o extrusión, mesialización o distalización radicular (plano vertical).

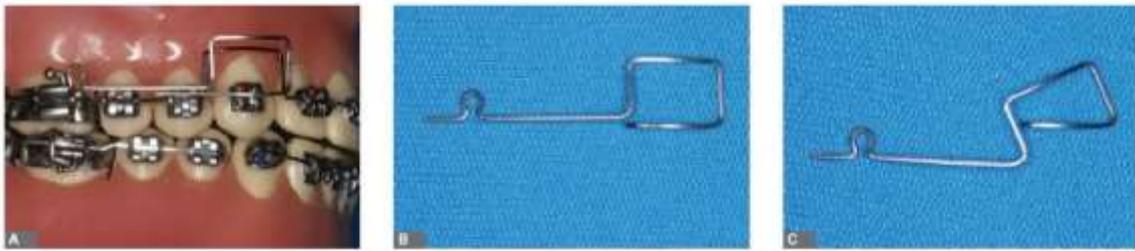


Figura 80. Ansa rectangular, A) Ansa rectangular adaptada; B) ansa rectangular confeccionada C) Activación del ansa.²⁶



Figura 81. Ansa rectangular con activación para distalización radicular y extrusión del canino.¹³



Figura 82. Ansa rectangular con activación para distalización radicular e intrusión del canino.¹³

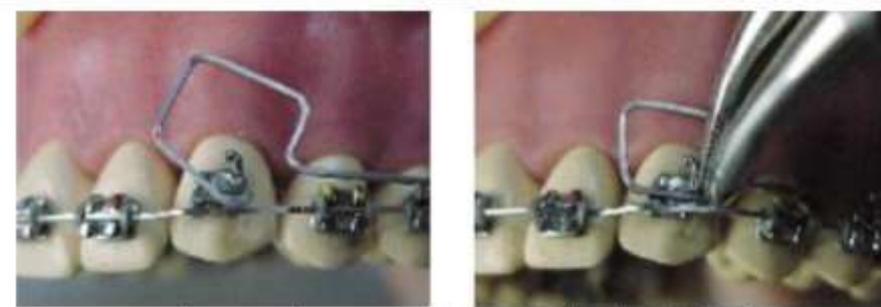


Figura 83. Ansa rectangular con activación para distalización radicular del canino sin fuerza extrusiva.¹³



Figura 84. Formas de corrección de la giroversión de caninos.¹³

4.5.2. Contraindicaciones

Los casos en que el sistema de fuerzas generado por un alambre continuo coincide con el deseado por el ortodoncista.

4.5.3. Ventajas⁴⁶

- Sistema con baja relación carga/deflexión.
- Movimiento dentario más eficiente debido a poca fuerza usada.
- No hay necesidad de reactivación del ansa.
- Previsión del movimiento en la pre-activación.
- Gran variedad de activaciones.
- Mínimos efectos secundarios.
- Se alcanza los movimientos deseados en una o dos citas.

4.5.4. Desventajas¹³

- Falta de conocimiento de biomecánica por parte de los profesionales.
- Dificultad en la confección
- Tiempo adicional en la consulta

4.5.5. Activaciones del ansa rectangular

El ansa rectangular se debe construir de forma pasiva, con la finalidad de visualizar sus preactivaciones y de verificar la dirección del movimiento dentario frente a la acción del sistema de fuerzas generado.^{46 47}

Para activar el ansa se emplean las geometrías de Burstone². Antes de insertar el ansa en el bracket, se debe llevar a posición neutra (actúan solo momentos), para verificar si el movimiento a producirse es el deseado.¹³

Para la corrección de problemas de 1er y 2do orden se trabaja con geometría IV, V y VI.

A. Correcciones de problemas de 1er orden: giroversiones

Tomaremos como referencia los hastes del ansa rectangular para explicar sus activaciones.

- **Activación en Geometría IV:** Abrir 1 y 2, se realiza la activación doblando el haste A para afuera.

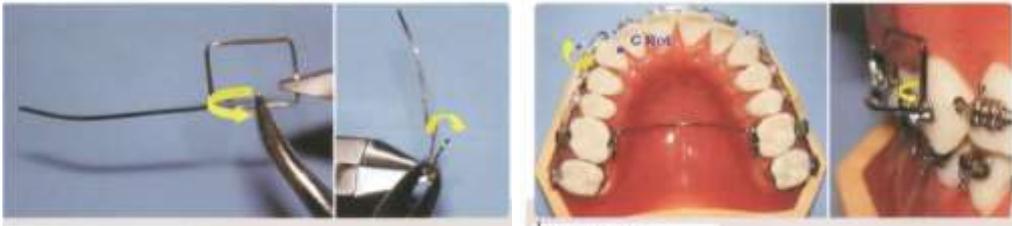


Figura 85. Activación del ansa rectangular G. IV.²

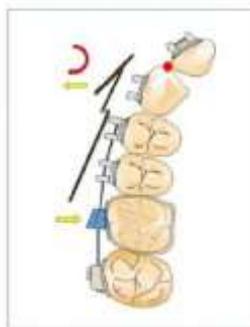


Figura 86. Fuerzas y momentos generados por el ansa activada en Geometría IV.²

- **Activación en Geometría V:** Abrir 3 y cerrar 4, observar en la posición neutra la necesidad de intrusión en la región canina colocando una curvatura en la región molar. Activación del haste B para la geometría V.



Figura 87. Ansa activada en geometría V.²

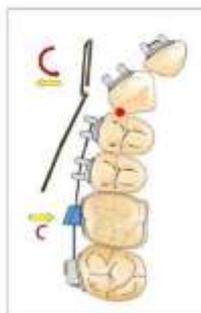


Figura 88. Fuerzas y momentos generados por el ansa activada en Geometría V.²

- **Activación en Geometría VI**

- ✦ Abrir 1,2,3 y cerrar 4, como los dientes están distantes, se debe evaluar la posición neutra, habrá una fuerza extrusiva por la deflexión del alambre, por lo tanto, se debe realizar un doblé intrusivo en la entrada del tubo molar.
- ✦ Cerrar 1,2,3 y abrir 4, dependiendo el sentido del giro, como los dientes están distantes, se debe evaluar la posición neutra para evitar fuerzas verticales.

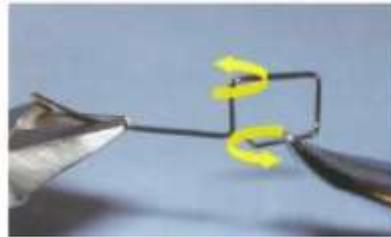


Figura 89. Simulación de movimiento en Geometría VI. 2

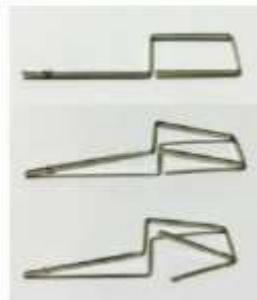


Figura 90. Ansa rectangular activada en Geometría VI. 2

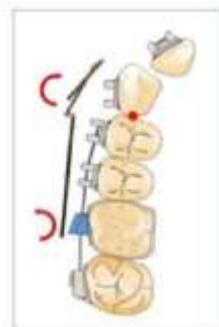


Figura 91. Fuerzas y momentos generados por el ansa rectangular activada en Geometría VI. 2



Figura 92. Ansa rectangular instalada en Geometría VI. 2

B. Correcciones de problemas de 2do orden

- Intrusión de segunda molar

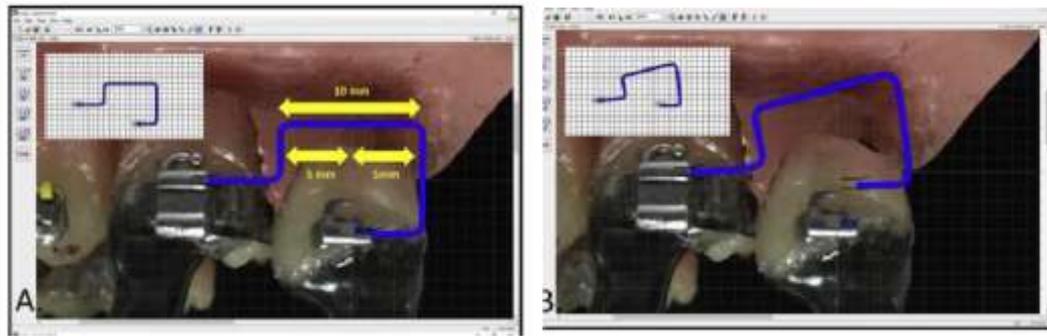


Fig. 93. A, Imagen de la simulación insertada y calibrada al software Loop. Ansa construida pasivamente. B, Activación vertical de 3 mm del ansa.⁴⁷

- **Extrusión de canino**

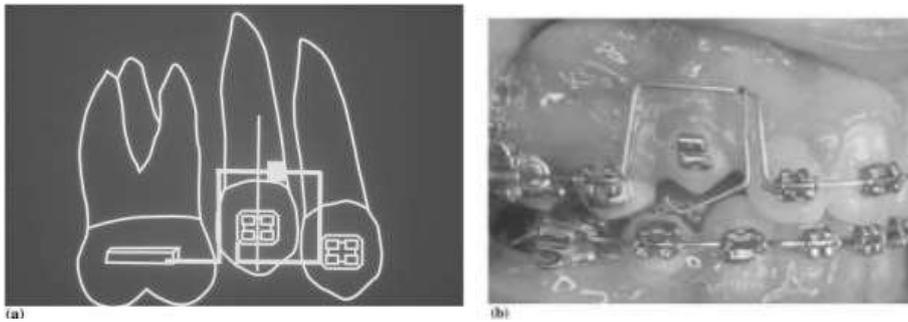


Fig. 94. a) El extremo terminal del ansa se engancha en el bracket, para producir un momento en sentido antihorario. b) Compuesto TMA 0.017 x 0.025 ansa activada para la extrusión y la inclinación mesial del canino.⁴⁸

Debido a las fuerzas reactivas y los momentos generados, el uso de un arco transpalatal es indispensable.⁴⁶

4.6. Ansa T de Burstone

Se han estudiado varios tipos de ansas T en la literatura, considerando sus características paramétricas; sin embargo, todavía no hay consenso sobre qué valores usar para que los siguientes parámetros se ajusten al ansa de manera más apropiada: altura, longitud apical, tipo y cantidad de pre-activación, así como el tipo de aleación y sección transversal. En sus estudios, muchos autores no han evaluado las características que influyen directamente en el sistema de fuerza de los dispositivos, como la posición neutra del ansa y la posibilidad de deformación permanente, entre otros.⁴⁰ Las ansas en "T" son confeccionadas idealmente con alambre de TMA 0.017 x 0.025.

Los estudios indican que cuanto mayor es el ansa y mayor es la longitud apical, mayor es la relación M / F y menor es la fuerza liberada. Sin embargo, incluso con estas características paramétricas, las pre-activaciones son esenciales para obtener relaciones M/F adecuadas para producir una inclinación o traslación controlada.^{40 49}

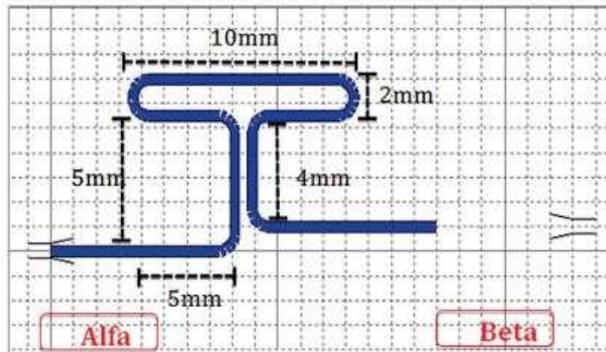


Figura 95. Características de la forma del anillo en T. Adaptado de Kuhlberg e Burstone, 1997.⁴⁰

Un anillo en T centrada produce momentos iguales y opuestos con fuerzas verticales insignificantes. El posicionamiento excéntrico del anillo en T produce momentos diferenciales. Un posicionamiento posterior produce un mayor momento beta. Un posicionamiento más anterior produce un mayor momento alfa.⁵⁰

4.6.1. Pre-activación del Anillo T

Por razones anatómicas, no es posible aumentar la longitud del anillo lo suficiente como para lograr la relación M / F deseado. Por lo tanto, es necesario agregar momentos mayores al anillo, obtenidos mediante la pre-activación. Se han sugerido varias formas de pre-activación en la literatura, como la pre-activación con efecto gable, la pre-activación por curvas y por dobleces.^{40 49}

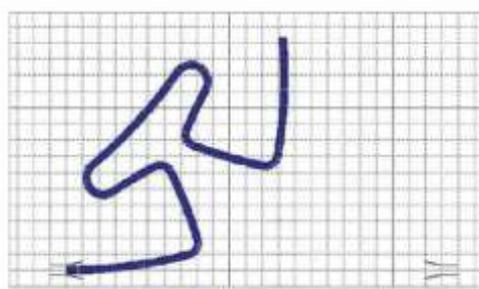


Figura 96. Pre-activación del anillo en T. Adaptado de Kuhlberg y Burstone, 1997.⁴⁰



Figura 97. Evaluación de la posición neutra. Los brazos verticales del anillo se cruzan (A), lo que debe ser corregido, buscando obtener solamente una leve aproximación, la posición neutra (B).⁴⁰

El problema principal para considerar al agregar la pre-activación es la posición neutra. La posición neutra es la posición del anillo en la cual solamente momentos son utilizados para posicionar el anillo en los tubos auxiliares; es decir, no habrá fuerza horizontal, de modo que al cerrar el anillo los brazos

verticales prácticamente se tocan, a diferencia de lo que se muestra en la imagen anterior, donde se cruzan los brazos. Los momentos en posición neutra son llamados momentos residuales.⁴⁰

Cuando un dobléz en gable es aplicado en el ansa, la cantidad de activación aumenta automáticamente, pues los brazos se cruzan y la posición neutra es modificada.⁴⁰

Además del gable, el ansa T puede ser pre-activada por curvas o dobleces. Los dobleces promueven una mejor distribución de la tensión interna.⁴⁰

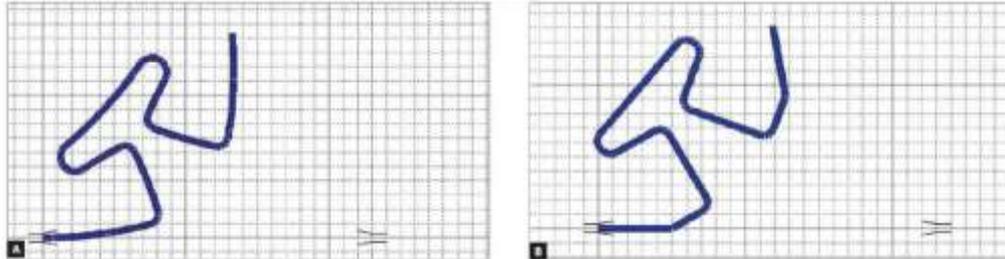


Figura 98. Los tipos de pre-activación: A) pre-activación por curvatura; B) pre-activación por dobléz.⁴⁰

4.7. Tipos de anclaje del ansa en T

Burstone clasificó el anclaje requerido en grupos: A, B y C de acuerdo con la necesidad de anclaje de cada caso. Sea máxima, moderada o mínima, respectivamente.^{40 51}

El cierre de los espacios dejados por las extracciones puede darse de tres maneras distintas:^{13 40}

- A. Solamente retracción anterior con control de la unidad de anclaje de forma que ella no contribuya con el cierre de espacios (anclaje máximo).
- B. Combinación de retracción anterior y protracción de los dientes posteriores (anclaje moderado).
- C. Solamente protracción de los dientes posteriores, manteniendo el segmento anterior en posición. (anclaje mínimo).

Para cada grupo de anclaje fueron creados dispositivos mecánicos con dobleces de pre-activación específicos con el objetivo de generar los sistemas de fuerzas necesarios.^{13 40}

Los dispositivos mecánicos utilizados en el cierre de espacios por la Técnica de Arco Segmentado son ansas que no son influenciadas por la fricción entre los alambres y los brackets.

Las mecánicas que dependen del deslizamiento de los alambres en los brackets generalmente tienden a utilizar fuerzas de gran intensidad, una parte de ellas son absorbidas por la fricción y otra parte por el movimiento. Además, las fuerzas pesadas favorecen la pérdida de anclaje.^{13 51}

4.7.1. Anclaje tipo A

Para casos donde el anclaje del grupo A es requerido se recomienda el uso del ansa en T desplazada hacia anterior. Un dobléz de 45° se hace próximo al tubo del molar, generando una figura geométrica en forma de V asimétrico.

La activación realizada en el ansa es de 4mm produciendo fuerzas horizontales alrededor de 200gr. Estas fuerzas leves facilitan el movimiento de los dientes anteriores y dificultan el de los dientes posteriores debido a su baja magnitud. El dobléz en la parte posterior del ansa produce una proporción M/F capaz de generar una inclinación controlada en el segmento anterior y al mismo tiempo en el segmento posterior un movimiento de traslación y corrección radicular.

Por ser más fácil obtener una inclinación que una traslación o movimiento radicular, el movimiento del segmento anterior ocurre de manera mucho más significativa que al del segmento posterior.



Figura 99. Ansa T, según Burstone, 1982.⁴⁰

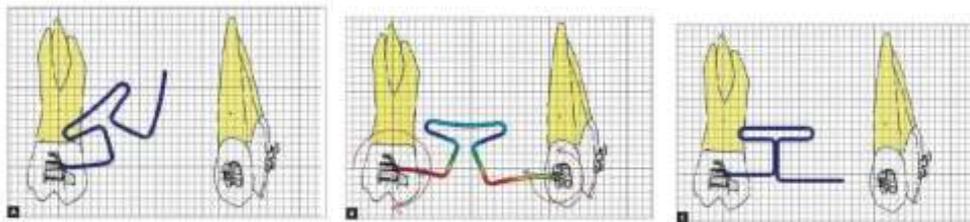


Figura 100. Ansa en T posicionada excéntricamente: A) Ansa con pre-activación posicionada en el tubo del molar; B) Ansa con activación y C) Posición neutra del ansa. Adaptado de Kulhberg y Burstone, 1997.⁴⁰

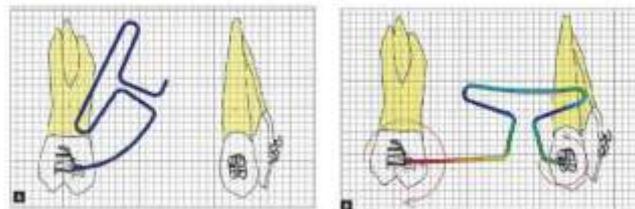


Figura 101. A) Ansa en T con pre-activación insertada en el tubo del molar; B) Ansa con activación. Adaptado de Viecilli, 2006.⁴⁰

Después del cierre de espacios, ansas para corrección radicular pueden ser utilizadas para la corrección de las inclinaciones axiales de los incisivos y caninos.^{13 52}

4.7.2. Anclaje tipo B

En los casos de anclaje del grupo B, las ansas en T son posicionadas centradas entre los tubos cruzados del segmento anterior (entre incisivo lateral y canino) y del segmento posterior (tubo auxiliar de primer molar).

Es importante medir la distancia interbrackets (DIB) y definir la cantidad de alambre entre el tubo del primer molar y el ansa, y entre el ansa y el tubo cruzado o el bracket de Burstone. Esto es necesario para lograr la posición central del ansa, la cantidad de alambre antes y después del ansa deben ser iguales.⁵³

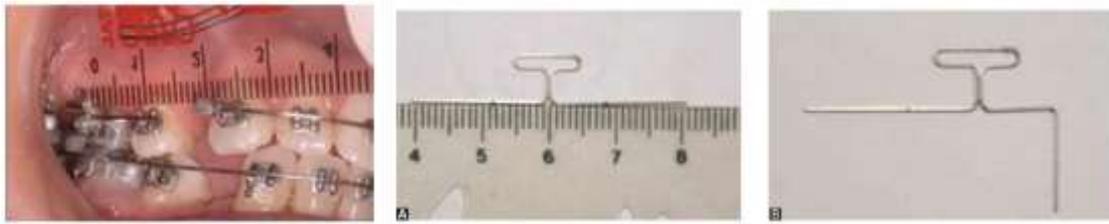


Figura 102. Distancia interbrackets (DIB). A: se mide con una regla a partir de la unión de los hastes verticales, se marca con plumón indeleble. B: ansa en T con marcas referentes y dobléz en 90° en el segmento anterior (tubo cruzado).⁵³

Burstone desarrolló un ansa en T simétrica de 7mm de altura, 10mm de longitud apical y con preactivación por curvatura.⁴⁰



Figura 103. Ansa T simétrica. Adaptado de Burstone, 1982.⁴⁰

La traslación de dos segmentos exige mayores magnitudes de fuerza, el centro de rotación no es constantemente mantenido en las dos unidades, lo que puede ser verificado por medio de las relaciones M/F obtenidas experimentalmente para diversos tipos de ansas T. Se realizan los dobleces de pre-activación de forma que simula una "V" simétrica para que tenga la misma relación M/F.^{40 13}

Estas ansas generalmente son activadas 7mm generando fuerzas horizontales de aproximadamente 340g. Después de la desactivación de un 1mm la pérdida de intensidad queda en torno a 50g – 60g. Con este tipo de activación inicialmente son generadas proporciones M/F de 7/1 ocasionando inclinaciones controladas en los segmentos anterior y posterior.^{40 13}



Figura 104. Ansa "T" simétrica y centralizada puede generar una relación M/F simétricos en α y β , haciendo que ambos segmentos contribuyan de manera semejante para el cierre de espacios.⁵³

Con la disminución de la fuerza, después de cierta desactivación va ocurriendo un aumento en la proporción M/F generando movimientos de traslación y posteriormente de corrección radicular.¹³ Después de 3mm de desactivación se recomienda una nueva activación del ansa, la proporción M/F necesita ser disminuida, esto puede ser realizado aumentando la fuerza horizontal sin alterar los momentos generados por el ansa, por medio de un elástico en cadena sobre el ansa, o a través de

la reactivación del ansa en T. ^{50 53}También, se pueden abrir las orejas del ansa y aplicar una curvatura en los brazos de aproximadamente 40 grados.⁴⁰



Figura 105. Después de 3.4mm de cierre de espacio, se aumenta la F horizontal del ansa. Elásticos en cadena pueden ser utilizados.⁵³

La posición de cualquier ansa en relación con la distancia interbrackets es crítica con respecto al sistema de fuerzas generado en sus extremidades. Por lo tanto, al reactivar un ansa en T simétrica, no se puede solo reactivar para distal y doblar o sinchar su extremidad posterior. Haciéndolo, automáticamente el ansa en T quedaría desplazada hacia distal, y los momentos generados en ambos extremos no serán más iguales y opuestos, estos serán diferentes y opuestos. Esa diferencia en los momentos hace que las fuerzas verticales opuestas sean generadas en ambas extremidades, equilibrando el sistema de fuerzas. Por lo tanto, al reactivar un ansa en T simétrica de anclaje tipo B, esta debe ser activada de la misma forma en el extremo posterior y anterior, a fin de mantener el sistema de fuerzas deseado.⁵³

- **Pre-activación por doblez**



Figura 106. Ansa “T” para retracción: a) pasiva b) con doblez de pre-activación c) después de la instalación.¹³

- **Pre-activación por curvatura**

Para este tipo de pre-activación se utiliza el grafico propuesto por Burstone. Para el cierre de espacios del grupo B, la pre-activación convencional de 100% (23mm de radio) es utilizada.⁵³

Pasos:⁵³

1. Con el alicate Marcotte, se conforman los hastes horizontales del ansa sobre la circunferencia definida.
2. Para eliminar el cruce de los hastes verticales durante la posición neutra, se utiliza el alicate Marcotte para abrir las orejas internas del ansa de forma simétrica, hasta que los hastes verticales se mantengan paralelos cuando el ansa es llevada a posición neutra.
3. Realizar la activación tentativa (estirar los extremos del ansa hasta su activación prevista).
4. Observar si el ansa encaja sobre el *template*.
5. Si eso no ocurre, se debe ajustar la forma del ansa hasta lograrlo.

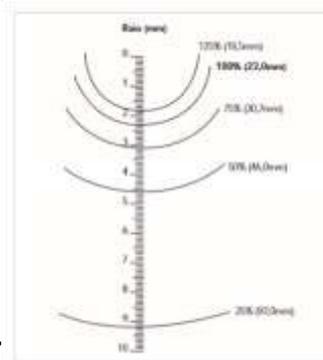


Fig.107

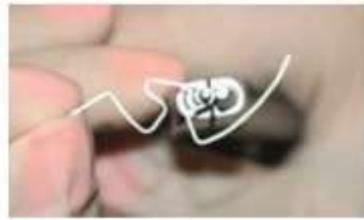


Fig.108

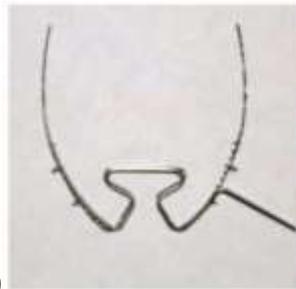


Fig.109

Figura 107. Las intensidades de pre-activación en función de un radio de circunferencia.⁵³

Figura 108. Abertura simétrica de las orejas internas del ansa en T.⁵³

Figura 109. Ansa en T posicionada sobre el “template”, después de las tentativas de activación y listo para ser instalado.⁵³

Hoenigl et al⁴⁰ (2018). Evaluaron un ansa más alta, con 8,5mm de altura, 10 mm de longitud apical y activación total de 7mm. La magnitud de fuerza con el ansa de altura mayor disminuye (200g), la relación M/F aumentó (entre 7,6 y 9,2), si comparamos con otras ansas con las mismas características, con alturas menores. Por lo tanto, después de 3mm de desactivación del ansa, la magnitud de fuerza es debajo de la ideal para un movimiento de traslación, lo que genera la necesidad de reactivación.

Manharstberger et al, Martins et al, y Caldas et al. Analizaron ansas similares, donde la primera difiere de la segunda y la tercera apenas por 1mm de altura. Los autores estudiaron las diferentes pre-activaciones para dos secciones transversales: TMA 0,017 x 0,025 y 0,016 x 0,022. Comparando un ansa T de alambre 0,016 x 0,022 activada solamente 5mm a un ansa con alambre de sección transversal 0,017 x 0,025 activada 7mm, teniendo 47% menos de fuerza y las relaciones M/F obtenidas son 23% mayores. Trabajar con una rigidez diferente de alambre cambia la relación M/F, pues genera menores magnitudes de fuerza y de momento. Por lo tanto, hubo una desigualdad en los valores de la magnitud de fuerza en esos 3 estudios.⁴⁰

Manharstberger et al, encontraron valores próximos a 350gr en las ansas de 0,017x 0,025. Martins et al, encontraron valores entre 456 y 516 gr, en 5mm de activación (partiendo de -2mm, por el cruzamiento de los brazos, hasta 0mm de activación del ansa). Caldas et al, encontraron valores entre 404,7 y 431,5gr. Las magnitudes de fuerza obtenidas en ambos grupos parecen ser muy altas para una inclinación controlada.⁴⁰

Kuhlberg et al⁴⁰, evaluaron el efecto de la posición excéntrica del ansa con las mismas características paramétricas que el ansa simétrica de Burstone; sin embargo, desplazada 1, 2 y 3mm para anterior. Las relaciones M/F anterior en 4mm de activación varían entre 9,2 y 10,5 en alfa, y de 6,6 a 4,9 en beta.

W. Muñoz-Rendón, Y. Montoya-Goez y D. Gómez-Gil⁴⁹, observaron en su estudio que las ansas tipo T de β Ti son una alternativa eficiente para el cierre de espacios. Los autores sugieren que al realizar cambios en la porción horizontal (haste superior) de las ansas en T, con una forma cóncava en su

anatomía son ideales para un alto control de movimiento radicular, por lo cual está indicado desde el comienzo de la retracción de dientes en mecánicas de arco segmentado.

S. Caldas, R. Martins, M. Galvao, et al.⁵⁴ Evaluaron el efecto de la pre-activación en el sistema de fuerza de las ansas T (TLS) de beta-titanio y concluyeron que los TLS pre-activados por curvatura entregaron fuerzas horizontales más bajas y relaciones momento-fuerza y de carga deflexión más altas que las pre-activadas por curvas con doblez. Ambas pre-activaciones produjeron momentos similares durante la desactivación.

4.7.3. Anclaje tipo C

El cierre de espacios posterior es desafiante, puesto que los dientes anteriores tienen menor soporte para ofrecer anclaje. En el grupo de anclaje C es utilizado el mismo principio de momentos diferenciales que el ansa para anclaje tipo A, solo que el sistema de fuerza se invierte. El ansa queda desplazada para posterior en cuanto el doblez de pre-activación es realizado en la parte anterior.¹³

51

Burstone describió 2 tipos de anclaje para protracción posterior. La primera era conformada en alambre TMA 0,017 x 0,025, con una altura de 7mm y longitud apical de 10 mm, posicionada posteriormente (1/3 de la distancia interbracket a partir del tubo molar) y poseía dobleces de angulación mayores en alfa. Era recomendada una activación de 4mm, el sistema de fuerzas liberado era de 309g de fuerza inicial, con una relación M/F de 8 en alfa y de 4,4 en beta. Las fuerzas verticales estaban presentes y tenían una magnitud de 40,3 gr. El ansa es posicionada en dirección más para posterior (excéntrica), lo que produce un Crot más constante en la región beta. En la región alfa, esos dientes se mueven, ellos tienden a desplazarse más para el frente que para atrás.⁴⁰

4.8. Ansa en T para retracción de caninos

En casos en el que es necesario la retracción parcial de caninos generalmente esta se hace con la ayuda del ansa en T ubicado centralmente a la distancia inter-brackets (grupo B), la diferencia en la activación es la necesidad de colocar dobleces de antirrotación además de la disminución en la cantidad de activación (5mm).¹³

Para este tipo de ansa, es importante tener en cuenta si la retracción será en bloque o solo el canino por separado. Las magnitudes utilizadas para la retracción en masa son prácticamente las mismas que las utilizadas para la retracción solo del canino, sabiendo que las magnitudes bajas de fuerza retraen el bloque entero.⁴⁰

Además, no hay diferencia, en cuanto a la pérdida de anclaje molar, entre los dos abordajes. Por ello, no se recomienda hacer la retracción del canino y después de los incisivos, excepto cuando se necesita espacios para la alineación anterior, visto que, en la retracción en dos estadios, además de ser poco estético, aumenta el tiempo de tratamiento.⁴⁰

Debido a la distancia entre el Cr y el ansa, en una vista oclusal, son necesarios dobleces de antirrotación para que, al retraer, el canino no gire de forma indeseada. El sistema de fuerzas es idéntico al de las otras ansas, la única diferencia son los dobleces de antirrotación. Luego, los caninos pueden ser activados para anclaje tipo A, B o C.⁴⁰



Figura 110. Dobleces de antirrotación, buscando determinar los momentos rotacionales del anillo en T para la retracción del canino. Adaptado de Burstone,1982.⁴⁰



Figura 111. A) Antirrotación aplicada a través de la torsión de los hastes verticales del anillo. B) Anillo T pre-activado por dobleces con antirrotación adicional.⁵³

CONCLUSIONES

- En Ortodoncia, para lograr el movimiento dentario es importante tener el conocimiento del sistema de fuerzas, para así lograr mover los dientes en la dirección deseada, valiéndonos de los principios de física, que son exactamente los mismos para todas las técnicas y sistemas existentes en la actualidad.

-Los conceptos físicos que fundamentan la mecánica ortodóncica son las piezas claves para entender como los aparatos funcionan. De este modo, es importante para el clínico conocer los sistemas de fuerzas compuestos por el centro de resistencia, centro de rotación, unidad de anclaje, momento/fuerza, tipos de movimiento dentario, y sistemas de fuerzas estáticamente determinados e indeterminados. El entendimiento de esos principios de biomecánica permite controlar mejor el movimiento dentario y obtener resultados previsibles, con mínimos efectos colaterales.

-Un cantiléver representa al sistema estáticamente determinado, lo que quiere decir que un extremo es insertado en el bracket o tubo y el otro extremo solo tiene un punto de contacto. Además, gracias a su versatilidad permite realizar movimientos en los 3 planos del espacio, reduciendo el tiempo de tratamiento. Sin embargo, requieren que el operador tenga cierto entrenamiento y conocimientos de biomecánica.

-Las activaciones del arco transpalatino, arco lingual, ansa rectangular, T de Burstone forman parte del sistema estáticamente indeterminado, donde ambos extremos del aparato se insertan en el bracket o tubo. En este sistema la magnitud de las fuerzas y de los momentos producidos en un aparato de ortodoncia no pueden ser clínicamente medidos de forma precisa.

-Los sistemas de fuerza entregados por el arco transpalatino, uno de los aparatos más utilizados por los ortodoncistas, puede entenderse más fácilmente si seguimos los principios biomecánicos de las seis clases de geometrías de Burstone y la ley del equilibrio.

CAPITULO VI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Almeida MR. Biomechanics of extra-alveolar mini-implants. 2019;24(4):93-109.
2. Chiavini paulo cesar raveli, Ortellado G. Manual da Técnica do Arco Segmentado. 2008:348.
3. Burstone CJ. Rationale of the segmented arch. *Am J Orthod.* 1962;48(11):805-822. doi:10.1016/0002-9416(62)90001-5
4. Isaacson RJ, Lindauer SJ, Davidovitch M. The ground rules for arch wire design. *Semin Orthod.* 1995;1(1):3-11. doi:10.1016/S1073-8746(95)80083-2
5. Kraiwattanapong K, Samruajbenjakun B. Effects of different force magnitudes on corticotomyassisted orthodontic tooth movement in rats. *Angle Orthod.* 2018;88(5):632-637. doi:10.2319/103117-736.1
6. Kulshrestha R, Ashraf K, Tandom R, Kaur H, Mathur P. Biomechanics in orthodontics - A review (Part 1). *Indian J Orthod Dentofac Res.* 2018;4(3):114-124. doi:10.18231/24556785.2018.0024
7. Almedia marcio rodrigues. Mini implantes extra alveolares en ortodoncia. 2018:17-76.
8. Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch. *Am J Orthod.* 1974;65(3):270-289. doi:10.1016/S0002-9416(74)90332-7
9. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod.* 1984;85(4):294-307. doi:10.1016/0002-9416(84)90187-8
10. Burstone C. Orthodontics as a science: the role of biomechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000;117(5):598-600. doi:10.1016/S0889-5406(00)70213-7
11. Caldas SGFR, Ribeiro AA, Simplício H, Machado AW. Segmented arch or continuous arch technique? A rational approach. *Dental Press J Orthod.* 2014;19(2):126-141. doi:10.1590/2176-9451.19.2.126-141.sar
12. Viecilli A, Viecilli R. Determinação da linha de ação da força e ativação de cantilêveres para movimentos ortodônticos. 2015;14(m):17-24.
13. Sakima mauricio tatsuei. tecnica do Arco Segmentado de Burstone. *Dental Press J Orthod.* 2000;5(2):91-115.
14. Lindauer SJ. The Basics of Orthodontic Mechanics. 2001;7(1):2-15. doi:10.1053/sodo
15. Henrique C, Batista T. Mecânicas Ortodônticas e Reabsorções Radiculares Todo o tratamento ortodôntico , seja qual for a mecânica utilizada , está sujeito a intercorrências que podem levar danos aos dentes e a suas estruturas de suporte . As reabsorções radiculares representam. 2009;21(2):169-178.
16. Pedersen E, Andersen K, Gjessing PE. Electronic determination of centres of rotation produced by orthodontic force systems. *Eur J Orthod.* 1990;12(3):272-280. doi:10.1093/ejo/12.3.272
17. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod.* 1980;77(4):396-409. doi:10.1016/0002-9416(80)90105-0
18. Shellhart WC. Equilibrium clarified. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1995;108(4):394-401. doi:10.1016/S0889-5406(95)70037-4
19. Mulligan TF. Equilíbrio estático e sua importância. *Dent Press.* 2015;14(4):70-80.

20. Marcotte MR. Prediction of orthodontic tooth movement. *Am J Orthod.* 1976;69(5):511-523. doi:10.1016/S0002-9416(76)80024-3
21. Lindauer SJ, Isaacson RJ. One-couple orthodontic appliance systems. *Semin Orthod.* 1995;1(1):12-24. doi:10.1016/S1073-8746(95)80084-0
22. Nanda RS, Y T. Biomechanics Orthodontics. 2015:345.
23. Kuhlberg AJ. Cantilever springs: Force system and clinical applications. *Semin Orthod.* 2001;7(3):150-159. doi:10.1053/sodo.2001.26689
24. Fiorelli G, Oliveira W de. Correção da linha média utilizando a mecânica do arco segmentado. *Rev Clínica Ortod Dent Press.* 2016;15(5):85-94. doi:10.14436/1676-6849.15.5.085-094.art
25. Godeiro S, Rabelo F. Utilização de cantilêveres assimétricos para correção da inclinação do plano oclusal. 2015;14(m):58-69.
26. Fuziy A, de Freitas Paixão R, de Oliveira Penido SM, de Melo Simplício AH. Considerações sobre a etiologia, o diagnóstico e tratamento da sobremordida profunda. *Considerations about Deep overbite Etiol diagnosis Treat.* 2015;14(3):6-36.
<https://liverpool.idm.oclc.org/login?url=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ddh&AN=108396403&site=ehost-live&scope=site>.
27. Strabelli DF, Cristina R, Oliveira G, Fátima ADE, Souza LO. A UTILIZAÇÃO DO ARCO DE INTRUSÃO DE BURSTONE DE TRÊS PEÇAS COMO ALTERNATIVA MECÂNICA ARC OF USE PART THREE BURSTONE INTRUSION INSTEAD MECHANICS FOR CORRECTION OF PREVIOUS OVERBITE. 2017;29:70-73.
28. Maia SDA, Almeida MEC de, Oliveria Jr. WM de, Dib LS, Raveli DB. Tratamento de mordida profunda segundo a técnica do arco segmentado. *ConScientiae Saúde.* 2009;7(4):463-470. doi:10.5585/conssaude.v7i4.1363
29. Lake D, Science L. True orthodontic intrusion using three-piece intrusion arch for correcting excessive gingival exposure. 2015;74(3):623-630. doi:10.4081/jlimnol.2015.1023
30. Shroff B, Lindauer SJ, Burstone CJ, Leiss JB. Segmented approach to simultaneous intrusion and space closure: Biomechanics of the three-piece base arch appliance. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1995;107(2):136-143. doi:10.1016/S0889-5406(95)70128-1
31. de Brito GM, Brito HH de A, Marra GGM, et al. Pure Mandibular Incisor Intrusion: A Finite Element Study to Evaluate the Segmented Arch Technique. *Materials (Basel).* 2019;12(17):2784. doi:10.3390/ma12172784
32. Durante R. Arco de três peças para o controle tridimensional da retração dos incisivos superiores. 2015;14(m):97-109.
33. Schroeder MA, Schroeder DK, Capelli Júnior J, Santos DJ da S. Orthodontic traction of impacted maxillary canines using segmented arch mechanics. *Dental Press J Orthod.* 2019;24(5):79-89. doi:10.1590/2177-6709.24.5.079-089.sar
34. Pinto RO. Utilização de cantilêver para tracionamento de canino impactado. 2018;(September).
35. To DI. Verticalização simplificada de molares (VSM): uma aplicação dos conceitos biomecânicos em casos com distúrbios de erupção dos segundos molares. *Rev Clínica Ortod Dent Press.* 2015;14(m):42-54.
<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=sso&db=edo&AN=108396404&lang=es&site=eds-live>.
36. Sakima T. Alternativas mecânicas da verticalização de molares. Sistemas de forças liberados pelos aparelhos. *Rev Dent Press Ortod e Ortop Facial.* 1999;4(1):79-100.
37. Locks A, Locks RL, Locks LL. Diferentes abordagens para a verticalização de molares. *Rev clín Ortodon Dent Press.* 2015;14(4):32-48.
38. Reyes GM, Oliveira C. cantilever doble : análisis de elementos finitos Verticalization of molars with double cantilever system : finite. *Rev Odonto Investigación.* 2017;3(2):25-39. <http://revistas.usfq.edu.ec/index.php/odontoinvestigacion/article/view/948/1133>.
39. Badawi HM, Toogood RW, Carey JPR, Heo G, Major PW. Three-dimensional orthodontic force measurements. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;136(4):518-528. doi:10.1016/j.ajodo.2009.02.025
40. Vecilli AF. Detalhando a alça T. 2018;23(1):108-118.
41. Sakima MT, Dalstra M, Loiola AV, Gameiro GH. Quantification of the force systems delivered by transpalatal arches activated in the six Burstone geometries. *Angle Orthod.* 2017;87(4):542-548. doi:10.2319/041316-302.1.1

42. Almuzian M, Alharbi F, Chung LL-K, McIntyre G. Transpalatal, nance and lingual arch appliances: clinical tips and applications. *Orthod Updat.* 2015;8(3):92-100. doi:10.12968/ortu.2015.8.3.92
43. Tsetsilas M, Konermann AC, Keilig L, Reimann S, Jäger A, Bourauel C. Zahnbewegung bei Verwendung des Transpalatinalbogens nach Burstone zur symmetrischen und asymmetrischen transversalen Erweiterung: Biomechanische und klinische Analyse. *J Orofac Orthop.* 2015;76(5):377-390. doi:10.1007/s00056-015-0298-0
44. Diar-Bakirly S, Feres MFN, Saltaji H, Flores-Mir C, El-Bialy T. Effectiveness of the transpalatal arch in controlling orthodontic anchorage in maxillary premolar extraction cases: A systematic review and meta-analysis. *Angle Orthod.* 2017;87(1):147-158. doi:10.2319/021216-120.1
45. Cannavale R. Assessment of Transpalatal Arch Activations: A Comprehensive Review of In Vitro Studies. *Glob J Oral Sci.* 2018;4(1):49-53. doi:10.30576/2414-2050.2018.04.8
46. Crismani AG, Freudenthaler JW, Bernhart T, Hofschneider UB, Köle EG. Rectangular loops in inconsistent force systems: A laboratory investigation. *J Orofac Orthop.* 2002;63(2):105-112. doi:10.1007/s00056-002-0102-9
47. Martins RP, Shintcovsk RL, Shintcovsk LK, Vecilli R, Martins LP. Second molar intrusion: Continuous arch or loop mechanics? *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2018;154(5):629-638. doi:10.1016/j.ajodo.2018.01.019
48. Cacciafesta V, Melsen B. The rectangular loop: Biomechanical principles and clinical applications in three-dimensional control of single-tooth discrepancies. *Prog Orthod.* 2000;1(1):23-36. doi:10.1034/j.1600-9975.2000.d01-5.x
49. Muñoz-Rendón WA, Montoya-Goez Y-J, Gómez-Gil DF. M/F Changes after T-loop Upper Horizontal Bending in Segmented Arch Mechanics. *Int J Odontostomatol.* 2016;10(2):333-341. doi:10.4067/s0718-381x2016000200022
50. Kuhlberg AJ, Burstone CJ. T-loop position and anchorage control. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112(1):12-18. doi:10.1016/S0889-5406(97)70268-3
51. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod.* 1982;82(5):361-378. doi:10.1016/0002-9416(82)90185-3
52. Martins R. Estudo clínico da retração de caninos e perda de ancoragem com a mola T do grupo A e estudos analíticos da mola T do grupo A e B. *Aleph.* 2007;11(3):110-119.
53. Martins R, Ribeiro A, Caldas S, Martins I, Martins L. Aplicação clínica da mola T do grupo B para retração dos dentes anteriores. *Currículo Lattes.* 2011;10(4):72-80.
54. Caldas SGFR, Martins RP, Galvão MR, Vieira CI V, Martins LP. Force system evaluation of symmetrical beta-titanium T-loop springs preactivated by curvature and concentrated bends. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2011;140(2):8-10. doi:10.1016/j.ajodo.2010.11.022