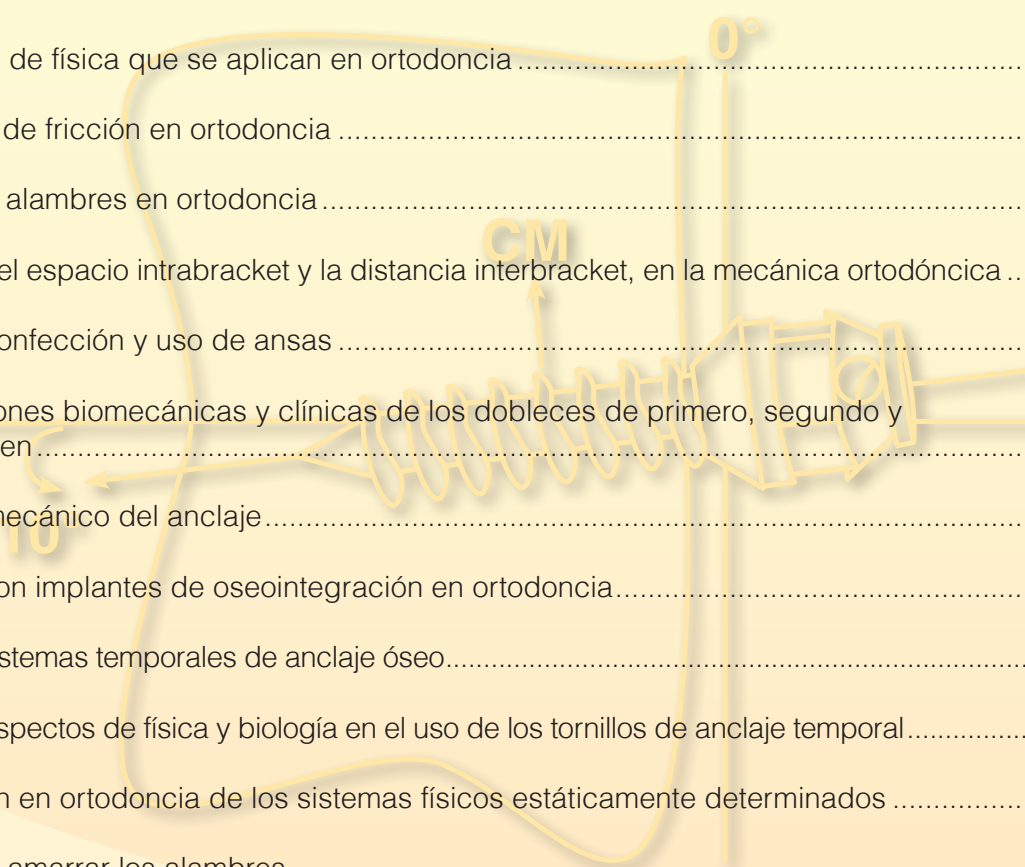


Unidad 6

Física y biomecánica



• Principios de física que se aplican en ortodoncia	339
• La fuerza de fricción en ortodoncia	384
• Metales y alambres en ortodoncia	393
• Análisis del espacio intrabacket y la distancia interbacket, en la mecánica ortodóncica ...	414
• Diseño, confección y uso de ansas	426
• Implicaciones biomecánicas y clínicas de los dobleces de primero, segundo y tercer orden	438
• Análisis mecánico del anclaje	456
• Anclaje con implantes de oseointegración en ortodoncia	474
• Parte I. Sistemas temporales de anclaje óseo	489
Parte II. Aspectos de física y biología en el uso de los tornillos de anclaje temporal	523
• Aplicación en ortodoncia de los sistemas físicos estáticamente determinados	544
• Cinchar o amarrar los alambres	549
• Uso de elásticos y elastómeros	553
• Mecánica de la fuerza extraoral direccional	570
• Tracción cervical mandibular	581

CAPÍTULO 21

Principios de física que se aplican en ortodoncia

Dr. Gonzalo Alonso Uribe Restrepo
Ingeniero José Fernando Jiménez Mejía

“... Estamos de acuerdo con todos aquellos cuyas ideas y grado de confusión es el mismo que el nuestro...”
Gilles Delenze - Felix Guattari (Francia)

La biomecánica (la física) hay que estudiarla, entenderla y aplicarla bien

Introducción

El objeto de trabajo de la ortodoncia es el estudio, el diagnóstico y el tratamiento de las anomalías dentomaxilofaciales, con base en el uso y control que el clínico establece mediante diferentes aparatos fijos o removibles. La acción de los aparatos que están adheridos a los dientes crean estados de esfuerzo sobre ellos y el hueso alveolar, que tienen como propósito producir cambios en la posición espacial de los dientes para mejorar la funcionalidad y la estética de todo el sistema masticatorio (oclusión).

El adecuado entendimiento del control tridimensional que ejercen los brackets adheridos a la superficie vestibular de los dientes, mediante sus ranuras rectangulares y los sistemas de fuerzas (F) que se transmiten por medio de alambres, elásticos o resortes elastoméricos o metálicos mediante ciclos de activación y desactivación, permiten predecir, con precisión, cómo y en qué dirección se van a mover, evitando hacer movimientos innecesarios y repetitivos que produzcan daños irreparables, aumentando las posibilidades de éxito y reduciendo al mínimo la duración del tratamiento.

Aunque no es estrictamente cierto, la acción mecánica de los aparatos de ortodoncia en un entorno biológico (biomecánica) se puede considerar como un conjunto de efectos que se suman en el tiempo (principio de superposición), que producen efectos deseables (área de acción) y no deseables (área de reacción o anclaje), y en algunas ocasiones otros no previstos o desconocidos por el ortodontista.

Reconocidos investigadores en el área de la biomecánica en ortodoncia como Mulligan, Hacevar, Nikolai, Smith, Marcotte, Burstone, Nanda y Melsen, entre otros, han publicado numerosos artículos que permiten entender cómo trabajan los aparatos que se utilizan en forma rutinaria en ortodoncia. Los cuáles, por sofisticados que sean, se diseñan y fabrican con base en los mismos principios de la física y la mecánica, establecidos por Newton en el siglo XVII.

La aplicación exacta de las F y de los momentos (M) para controlar el movimiento dental se debe trabajar con base en diagramas de cuerpo libre, para entender los efectos deseables de la mecánica ortodóncica y para controlar, mediante el anclaje, los indeseables.

Se puede decir, entonces, en forma categórica, que en ortodoncia no existen los mal llamados *movimientos menores*, ya que éstos, independientemente de los aparatos que el clínico utilice, fijos o removibles, y de la magnitud de la F, tendrán unos efectos de acción y de reacción en los dientes y en los tejidos de soporte que se podrán medir y analizar desde la física y la mecánica.

Una condición necesaria para la aplicación racional de F y de M externos a los dientes con bracket y alambres es la definición clara, en el plan de tratamiento general como en el mecánico individual, de hacia adonde se quiere y se deben mover los dientes y cuál deberá ser la relación final del conjunto, con miras a lograr una posición más fisiológica, estética y estable en el tiempo.

Burstone, en 1979 y Slavicek, en 1985, hicieron los estudios iniciales, por medio de sistemas computarizados, para entender cómo se puede expresar el movimiento dental en forma tridimensional. Ellos utilizaron una combinación manual de oclusogramas y radiografías de perfil, similares a las utilizadas por Bjork, en 1968, para mostrar los cambios tridimensionales en algunas estructuras craneofaciales en fases activas del crecimiento y el desarrollo humano, utilizando implantes intraóseos.

Cuando se han definido las metas y los objetivos de un tratamiento de ortodoncia, en forma individualizada, el próximo paso será seleccionar los sistemas de F apropiados (mecánica) para llevar a cabo el tratamiento. Sólo cuando se definan los sistemas correctos se podrá hacer la selección de los aparatos adecuados, para aplicarlos en forma eficiente, eficaz y efectiva.

Este capítulo tiene por objeto introducir los conceptos mecánicos básicos que se aplican en la práctica diaria de la ortodoncia. La comprensión de los elementos teóricos aquí desarrollados constituye, además, un punto de partida insoslayable para la formulación y desarrollo de nuevas técnicas orientadas al ejercicio de la clínica.

El estudiante o el profesional con algunos conocimientos básicos de física, fundamentalmente de la estática, puede considerar la posibilidad de pasar directamente al último numeral de este capítulo, pero quien prefiera afianzar estos conceptos encontrará en esta información una guía para entender mejor el origen y los principios mecánicos que se aplican de rutina en los tratamientos de ortodoncia, sin importar la técnica o el tipo de brackets que utilice.

CONCEPTOS BÁSICOS DE LA FÍSICA

En esta parte del capítulo se hará referencia a ciertos términos propios de la física. Como punto de partida se presentan algunos conceptos básicos y definiciones importantes que se deben tener en cuenta para el correcto manejo de la biomecánica en ortodoncia.

La física

Es la ciencia que estudia las propiedades de los cuerpos y de los fenómenos o cambios accidentales producidos en ellos por los agentes naturales sin que haya cambios en la naturaleza química. La ley física es la regla a la cual se sujeta un fenómeno y se expresa como la relación entre éste y su causa.

La mecánica

Área de las ciencias físicas que estudia el estado de equilibrio de los cuerpos, simples o compuestos, sometidos a diversas F , principalmente las de contacto y las gravitacionales.

La mecánica se puede dividir a su vez en mecánica discreta y mecánica de los medios continuos, constituyendo, esta última, un modelo de estudio para los sistemas que se pueden considerar completamente llenos de materia, ya se trate de fluidos o de sólidos, como el caso de un diente o grupo de dientes, bien sea que estén en reposo o en movimiento.

La mecánica se usa para describir las aplicaciones de F y M al movimiento dental, mediante los aparatos fijos que se utilizan en las diferentes fases del tratamiento de ortodoncia (figura 21-1).

La estática

Es una rama de la mecánica que se ocupa de los cuerpos en reposo o que permanecen con una velocidad constante en magnitud y dirección. En estas

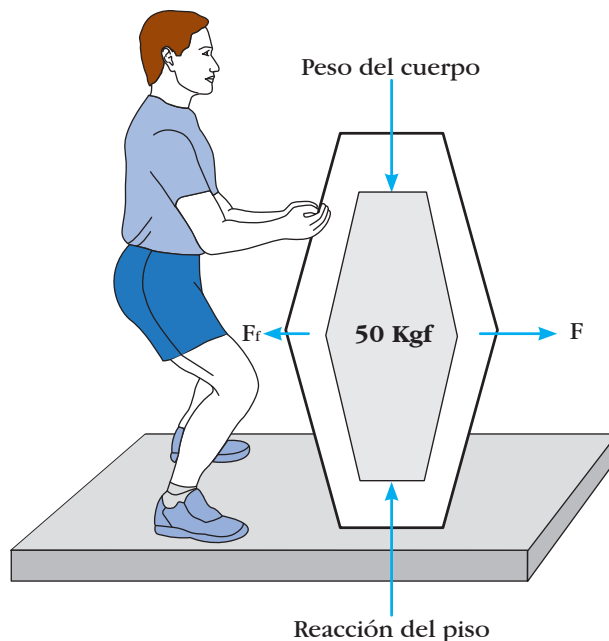


Figura 21-1. Fuerzas que actúan sobre un cuerpo que se empuja y está apoyado sobre el piso.

circunstancias se dice que la acción neta de las F externas que actúan sobre el cuerpo es nula (equilibrio). El sistema dentomaxilar tiende naturalmente a desarrollar condiciones estáticas, a menos que se ejerza una acción externa desestabilizadora sobre él (figura 21-2).

La dinámica

En contraste con la estática, la dinámica estudia el estado de los cuerpos que experimentan algún tipo de aceleración. Las condiciones estáticas de un cuerpo persisten, a menos que haya desequilibrio de las F o M externos que actúan sobre el cuerpo o sistema físico de interés (figura 21-3).

El ortodoncista con formación en física básica, diseñador y analista, utiliza como ayuda los diagramas de cuerpo libre para crear F suaves o moderadas de desequilibrio en el sistema dentomaxilar, con el fin de producir desplazamientos de los dientes o grupos de dientes (retracción, atracción y protracción), hasta lograr que éstos tengan una mejor posición y evitar efectos secundarios dañinos. Las velocidades de desplazamiento de los dientes o grupo de dientes son por lo regular muy bajas y las situaciones provocadas por lo general se consideran “cuasiestáticas”.

La resistencia de los materiales

Es un área de la ciencia que se ocupa de estudiar la composición, estructura y propiedades de los materiales con el propósito de someterlos a situaciones específicas de carga. Un principio fundamental de las ciencias de los materiales consiste en reconocer

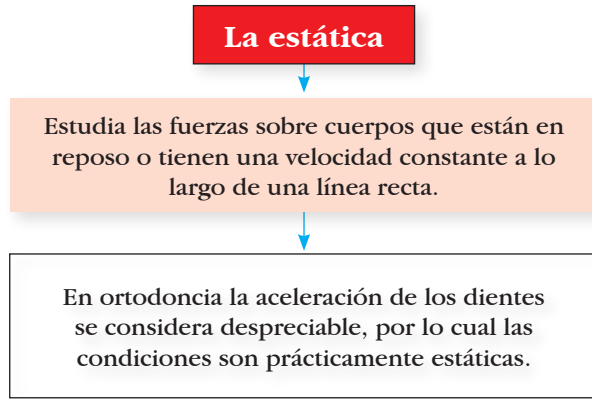


Figura 21-2. La estática.

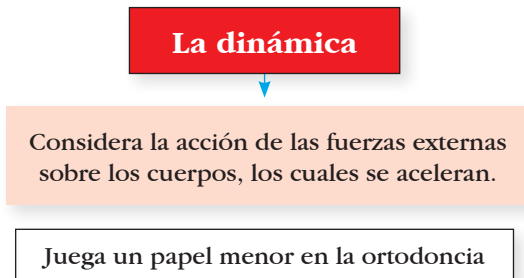


Figura 21-3. La dinámica.

que las propiedades que los caracterizan dependen de la estructura microscópica o molecular propia (figura 21-4).

Desde el punto de vista funcional, los materiales se clasifican en cinco grupos:

- Los metales y aleaciones.
- Los cerámicos, vidrios y vitrocerámicos.
- Los polímeros o plásticos.
- Los semiconductores.
- Los materiales compuestos.

Para mostrar la variada gama de materiales en la naturaleza, se pueden utilizar los dientes y los huesos como ejemplo, ya que están formados por una sustancia denominada hidroxiapatita, considerada un material cerámico, cuya resistencia natural condiciona la magnitud de las F que le transmiten los aparatos fijos de ortodoncia a través de los brackets, alambres, resortes y elásticos, los cuales a su vez, se fabrican con aleaciones de cromo/cobalto, níquel/titanio, titanio/molibdeno, acero inoxidable no magnético, plásticos y elastómeros.

La introducción de nuevos materiales en la ortodoncia, así como en las demás áreas de la medicina y la odontología, hace que sean más eficientes y eficaces los procedimientos clínicos y se reduzcan los riesgos en el tratamiento cuando son manejados con idoneidad.

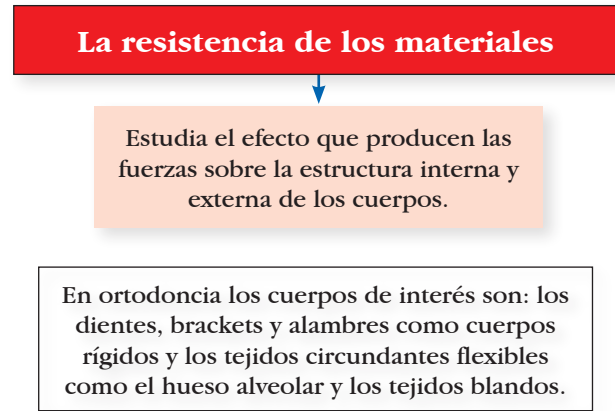


Figura 21-4. La resistencia de los materiales.

La biomecánica

Área de las ciencias biológicas, principalmente de la medicina y la odontología, encargada de desarrollar aplicaciones mecánicas para resolver problemas de motricidad y funcionalidad. Por una parte, la biomecánica se fundamenta en principios mecánicos, según los cuales debe haber una correspondencia entre las propiedades de resistencia y de deformación de los materiales y aparatos utilizados, y los sistemas biológicos que interactúan en la aplicación.

En el caso concreto de la ortodoncia, las F que transmiten los brackets, alambres y elásticos al sistema dentomaxilar no deben exceder la capacidad de respuesta biológica del paciente, con el propósito de no producir desplazamientos irreversibles o dañinos en él. Además, es importante tener en cuenta que los sistemas biológicos pueden manifestar reacción o rechazo a los elementos orgánicos y no orgánicos que entren en contacto con los tejidos (alergias o reacciones inmunes de rechazo) (figura 21-5).

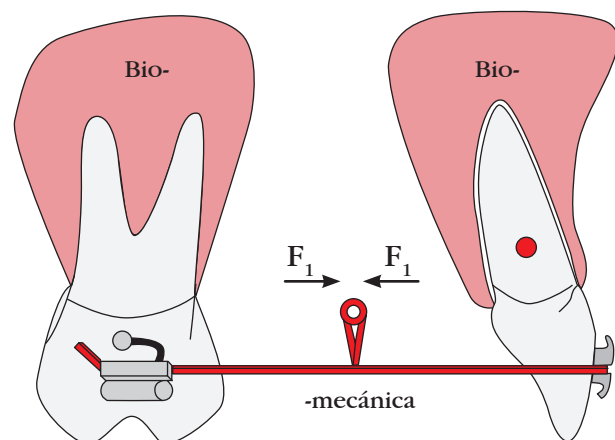


Figura 21-5. La biomecánica.

Magnitudes básicas de la mecánica

La longitud (l)

Distancia medida a lo largo de una trayectoria. También se aplica este término para designar las dimensiones espaciales de los cuerpos (alto, ancho, largo, etc.).

El tiempo (t)

El significado físico de este concepto es bastante complejo. Para simplificar se dirá que, en mecánica, se considera como una medida del transcurso y duración de los acontecimientos. Dadas las circunstancias, en algunos casos se considera que el tiempo no juega un papel importante para el entendimiento del sistema físico en estudio; como, por ejemplo, cuando se trata de situaciones estáticas o estacionarias.

La masa (m)

Se define como la cantidad de materia que corresponde a un cuerpo. Se puede medir en función de la inercia del cuerpo ante la acción de una F determinada.

La fuerza (F)

Se denomina F a cualquier acción física capaz de modificar el estado de movimiento o de reposo de un cuerpo, es decir, de imprimirle una aceleración modificando su velocidad. Puesto que la F es una cantidad vectorial, tiene magnitud, dirección y se representa por un vector.

El esfuerzo (S)

Es la acción de una F distribuida sobre un área, de modo que el producto del S por el área es equivalente a la F neta sobre el sistema. Por ejemplo, cuando un diente se mueve, como consecuencia de la F que le transmite un alambre, las raíces literalmente deben abrirse paso por dentro del hueso (fenómenos de aposición-reabsorción) y tejidos blandos de la boca, los cuales se resisten mediante esfuerzos que se generan en las superficies de contacto que separan dientes y tejidos. La acción combinada de los esfuerzos de resistencia es igual a la de la F neta del alambre (figura 21-6).

Momento de una fuerza (M)

Se calcula como la magnitud de una F multiplicada por la distancia mínima que se establece entre la línea de acción de la F y un eje de rotación potencial determinado. Dado un M que actúa sobre un cuerpo, éste rota en el plano que contiene la línea de acción de la F y que, además, es perpendicular al eje de rotación (figura 21-7).

Fuerza par, cupla (torque) o momento de rotación (MC)

Es la acción simultánea de dos M iguales producidos por F paralelas, las cuales tienen la misma mag-

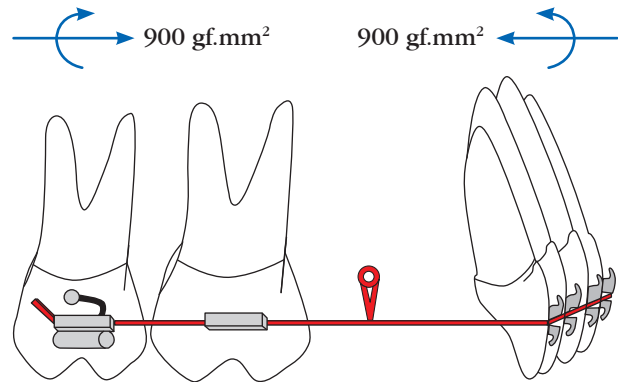


Figura 21-6. Dibujo en el que se observa la relación entre dos sistemas de fuerza similares (atracción).

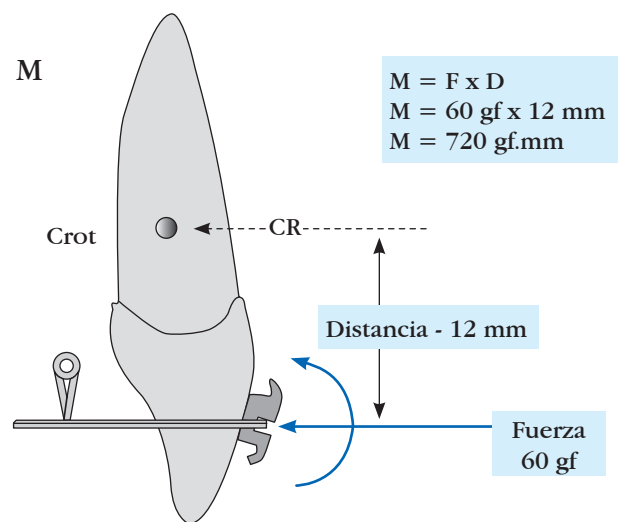


Figura 21-7. Momento de una fuerza.
Crot: centro de rotación potencial del diente.

nitud, pero sentido contrario. El efecto del par o cupla sobre el cuerpo no puede ser otro que de rotación, a menos que el cuerpo pueda resistir la acción del par o cupla con otro de igual magnitud, pero en sentido contrario (figura 21-8).

Las leyes de Newton

Toda la mecánica se trabaja con base en tres enunciados que fueron formulados en forma completa por el físico y matemático inglés Isaac Newton, en 1686.

Primera ley (inercia): mientras un cuerpo material se encuentre en condiciones de equilibrio dinámico, es decir, cuando la F neta resultante y el M resultante sobre el cuerpo son nulos, el cuerpo permanecerá en reposo o se moverá con la misma velocidad que lleva, sin desviarse de la trayectoria en línea recta. Cuando un vehículo se detiene bruscamente los ocupantes se sienten impulsados hacia

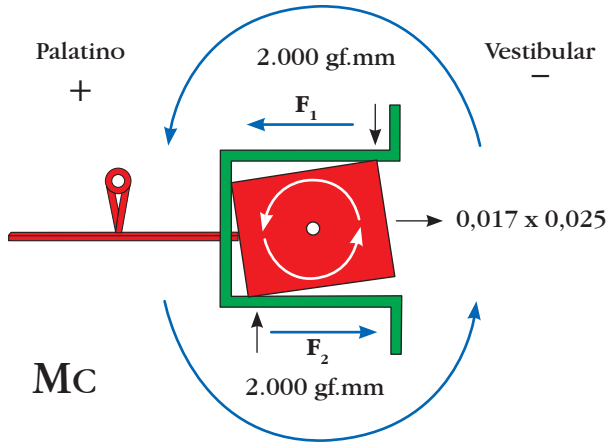


Figura 21-8. Fuerza par o cupla dentro de la ranura de un bracket.

adelante, ya que tienden a conservar la velocidad que traían, esto se llama inercia (figura 21-9).

Segunda ley (movimiento y aceleración): en términos técnicos, un poco abstrusos, esta ley dice que la F neta resultante que actúa sobre un sistema físico es igual a la tasa de cambio del momentum lineal, es decir, la tasa de cambio del producto de la masa por la velocidad total del sistema. Sin embargo, para los efectos que atañen a la ortodoncia, en cuyos casos se puede suponer que la masa de los dientes y demás dispositivos clínicos permanece constante en un periodo de tiempo determinado, la misma ley plantea que la suma de todas las F externas que actúan sobre el diente, son directamente proporcionales al producto de la masa del diente o grupo de dientes por la aceleración del mismo (figura 21-10). Es decir:

$$\sum F^{\square} = \frac{dp^{\square}}{dt} = ma^{\square}$$

Tercera ley (acción y reacción): las F de acción y reacción que actúan sobre un cuerpo, son iguales en magnitud, colineales y de sentido contrario. Es la ley de la mecánica con más aplicación en ortodoncia, ya que todos los sistemas que se utilizan con aparatos fijos para mover los dientes producen reacciones y efectos colaterales, los cuales deben ser tenidos en cuenta para minimizar daños mediante el uso de anclajes apropiados usando aún los sistemas de anclaje temporal (figura 21-11).

La fuerza (F)

Es toda acción que, actuando sobre un cuerpo, es capaz de producir y mantener una aceleración y modificar, por consiguiente, la dirección y velocidad. Generalmente, la F representa la acción de

Ley de la inercia

$$\sum \text{Fuerzas} = 0$$

$$\sum \text{Momentos} = 0$$

Cuerpo en equilibrio

1. La sumatoria de todas las fuerzas externas es igual a cero
2. La sumatoria de todos los momentos externos es igual a cero

Figura 21-9. Primera ley de Newton.

$$F = m \times a$$

F = Fuerza
m = Masa
a = Aceleración

Figura 21-10. Segunda ley de Newton.

$$F_1 = F_2$$

Toda acción o fuerza tiene una reacción de igual magnitud pero con dirección opuesta

Figura 21-11. Tercera ley de Newton.

un cuerpo sobre otro cuerpo. Esta acción puede deformar o cambiar el estado propio del cuerpo (figura 21-12).

Principio de la fuerza

La F que actúa sobre un cuerpo es igual al producto de la masa del cuerpo por la aceleración producida por la F. La segunda ley dice que el efecto de una F no depende sólo de la magnitud de la F y la masa del cuerpo, sino también de la dirección en que esta F actúa. La aceleración y la F son magnitudes vectoriales debido a que ambas son cantidades numéricas que tienen magnitud y dirección:

- **La magnitud:** se mide en gramos.F (gf), kilogramos.F (kgf), Newtons (N), entre otros (figura 21-13).
- **La dirección:** se define en términos de ángulos medidos con respecto a una dirección de referencia (figura 21-13).
- **El sentido:** se representa con flechas (figura 21-13).

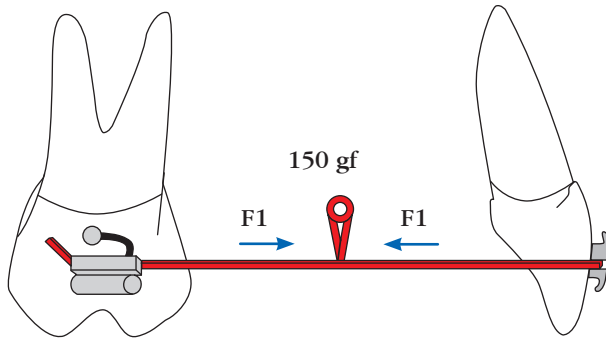


Figura 21-12. Las fuerzas de acción y reacción.

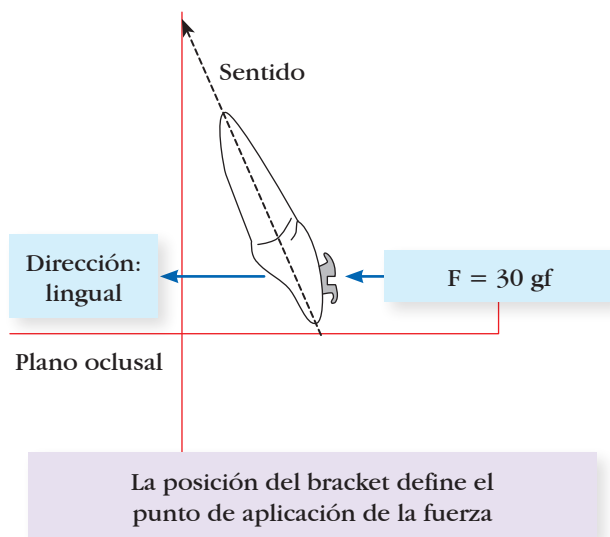


Figura 7-13. Magnitud, dirección y sentido de la fuerza sobre un diente específico.

En ortodoncia es muy importante conocer los puntos de aplicación de las F transmitidas a los brackets adheridos a las coronas de los dientes.

- La F se describirá como un vector en un sistema de coordenadas con magnitud, dirección y sentido.
- La longitud de este vector será determinada según una escala establecida e indicará la magnitud de la F.
- El punto de aplicación y la dirección de la F definirán la línea de acción de la misma.
- La orientación de la cabeza de la flecha indicará el sentido.

Clases de fuerzas

Fuerzas de campo (no muy importantes en ortodoncia)

Son producidas por la atracción o la repulsión de dos cuerpos a distancia. Por ejemplo:

- La F gravitacional.
- La F eléctrica.
- La F magnética.
- La F nuclear.

Fuerzas de contacto o fricción (muy importantes en ortodoncia)

Son producidas por el contacto directo entre dos superficies.

- Las F de rozamiento o de fricción (estática y dinámica).
- Las F cortantes al interior de un material sólido.
- Las F viscosas en un medio fluido.

Sistemas de unidades de medida

Un sistema de unidades de medida es un conjunto de patrones confiables y adecuadamente definidos, que sirven para satisfacer los requerimientos de medición. El primer sistema de unidades se desarrolló en Francia en el siglo XVIII, y se denominó Sistema Métrico.

Posteriormente se desarrollaron otros sistemas de modo que cada vez fue más difícil encontrar las equivalencias entre unos y otros, ante lo cual fue necesario designar un Comité Consultivo de Unidades con el encargo de definir un sistema único internacional. Este analizó los existentes y adoptó uno cuyas unidades básicas eran el *metro*, el *kilogramo* y el *segundo*, denominado sistema MKS.

Posteriormente, en 1960, la XI Conferencia General de Pesos y Medidas adoptó el llamado Sistema Internacional de Unidades (SI), que corresponde a una versión ligeramente modificada del MKS.

El SI define siete unidades básicas, más dos unidades complementarias (tabla 21-1). Las demás se derivan de la combinación de estas nueve. Por ejemplo, la unidad de F se denomina Newton (N) y se define como:

$$1N = 1 \frac{kg \cdot m}{s^2}$$

Además en el SI los múltiplos y submúltiplos se expresan con base en un sistema decimal (tabla 21-2).

En las ramas técnicas es de uso muy común el llamado sistema inglés de unidades de medida. En este caso, las unidades patrón son: el *pie* para la longitud, el *slug* para la masa, el *segundo* para el tiempo y el *grado Ranking* (°R) para la temperatura (tabla 21-3). En este sistema la unidad de F se denomina *libra* (lb), que es una magnitud derivada de las anteriores, y que se define como:

$$1 lb = 1 \frac{slug \cdot pie}{s^2}$$

Tabla 21-1. Unidades fundamentales del sistema SI.

Unidades básicas			
Cantidad de sustancia	=	Mol o mole	mol
Longitud	=	Metro	m
Masa	=	Kilogramo	kg
Tiempo	=	Segundo	s
Temperatura	=	Kelvin	K
Corriente eléctrica	=	Ampere	A
Intensidad luminosa	=	Candela	cd
Unidades complementarias			
Ángulo plano	=	Radian	rad
Ángulo sólido	=	Steradian	sr

Tabla 21-2. Prefijos para las unidades SI.

Factor multiplicador	Prefijo	
	Nombre	Símbolo
10 ³	kilo	k
10 ²	hecto	h
10	deca	da
10 ⁻¹	deci	d
10 ⁻²	centi	c
10 ⁻³	mili	m
10 ⁻⁶	micro	μ

Tabla 21-3. Resumen de las principales equivalencias entre los sistemas SI e inglés.

Magnitud	Unidad patrón en el sistema inglés		Equivalencia en el sistema SI
Longitud	Pie	=	0,3048 m
Masa	Slug	=	14,5938 kg
Fuerza	Lb	=	4,4482 N
Temperatura	R°	=	5/9 K

El peso de un cuerpo, por lo general, se calcula como el producto entre la masa por la aceleración de la gravedad:

$$W = mg \quad g = 32,2 \text{ pie/s}^2 = 9,8 \text{ m/s}^2$$

Recomendaciones para el uso correcto de las unidades SI

- Un símbolo nunca se escribe en plural.
- Salvo contadas excepciones, los símbolos se escriben en minúsculas. Esta regla no se cumple

en el caso de los símbolos que llevan el nombre de alguna persona, por ejemplo: Newton (N), Pascal (Pa), etc.

- Las unidades que se definen en términos de algunas otras se separan por un punto. Por ejemplo: $J = N.m$.
- El exponente de una unidad que tiene prefijo opera sobre la unidad con el prefijo. Es decir: $\text{mm}^2 = \text{mm}.mm$.
- No se acepta el uso de prefijos compuestos. En vez de escribir kilo-milímetro, se escribe m (metro).

Unidades de medida más utilizadas en ortodoncia

La masa

Es la medida de la cantidad de materia que forma un cuerpo. Es independiente del lugar espacial en que se encuentra este cuerpo: sobre la luna, la tierra o el espacio. La unidad de masa es el *gramo*, que equivale a la milésima parte de 1 kg. En el sistema inglés se utiliza la *libra x masa* que equivale a 16 oz; cada *onza* equivale a 28,3 g (importante en el uso de elásticos intermaxilares).

El gramo

Un gramo es igual a la masa de 1 cm³ de agua destilada a la temperatura de 4°C. El peso de un cuerpo que tiene la masa de 1 g, en el campo gravitacional de la tierra, es igual a 978 g.cm/s², cerca de 1cN.

El peso

Es la F ejercida sobre un cuerpo por la atracción (aceleración) gravitacional local de la tierra (9,8 m/s²) y es influenciado por la localización del cuerpo en el espacio:

Son unidades de fuerza:

El kilogramo.fuerza (kgf): es aquella F que, aplicada a la masa de 1 kg, produce una aceleración de 9,8 m/s².

El gramo.fuerza (gf): es la F que, aplicada a la masa de 1 g, produce una aceleración de 980 cm/s² (de mucho uso en ortodoncia).

El Newton (N): es igual a la F que se aplica a un cuerpo con una masa de 1 kg, para que éste se acelere 1 m por segundo cuadrado en la misma dirección de la F. Un Newton tiene 10⁵ dinas y equivale a 102 gf (de mucho uso en ortodoncia).

$$1 \text{ Newton (N)} = 1 \text{ kg.m/s}^2$$

$$1 \text{ kgf} = 9,8 \text{ kg.m/s}^2 = 9,8 \text{ N}$$

La dina (dyn): es la F que se necesita aplicar a un cuerpo que tiene una masa de 1 g, para que se acelere 1 m por segundo cuadrado en la misma dirección de la F. Equivale a la cienmilésima parte de un Newton.

$$1 \text{ dina (dyn)} = 1 \text{ g.cm/s}^2$$

$$1 \text{ gf} = 9,8 \text{ g.m/s}^2$$

$$1 \text{ dyn} = 10^{-5} \text{ N}$$

$$1 \text{ dyn} = 1,02 \text{ gf}$$

La presión

Es F sobre unidad de área. Se describe como la acción de un gf sobre un área de 1 cm² (gf/cm²) o la presión es la F que ejerce un Newton sobre un área de 1 m² (N/m²), llamada pascal (Pa).

La longitud

La longitud se puede medir en milímetros, centímetros, pulgadas o metros. En los alambres y brackets se utiliza la medida de pulgada, del sistema inglés, que equivale a 25,4 mm.

La conversión de las dimensiones de un sistema de brackets, con una ranura de 0,018 x 0,025 pulgadas cuadradas, a milímetros será de 0,457 mm de altura por 0,635 mm de profundidad (figura 21-14).

CONCEPTOS MATEMÁTICOS BÁSICOS PARA LA MECÁNICA

El ortodoncista debe tener una formación básica en física y trigonometría para entender la biomecánica y hacer los cálculos que se necesitan para determinar la resultante de los sistemas de F que se aplican a un diente o a un grupo de dientes, como puede ser el caso de una retracción, en masa, de un segmento anterior superior o inferior.

El primer paso para comprender y analizar los diferentes sistemas de F, que producen los aparatos fijos de ortodoncia, es asumir el procedimiento

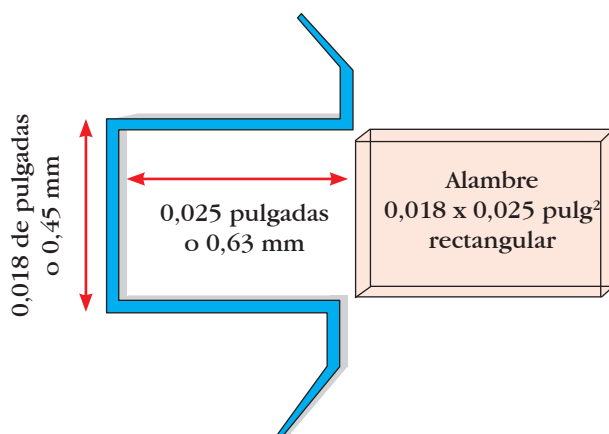


Figura 21-14. Conversión de una ranura de un bracket de 0,018 x 0,025 de pulg² a mm².

analítico. Además, la resultante de una F en su componente transversal, vertical y horizontal requiere que ésta se exprese con respecto a un sistema bien definido de coordenadas (mesial, distal, lingual, vestibular, oclusal, incisal y gingival).

Esta información se puede aplicar de rutina por el ortodoncista en la clínica y un ejemplo muy común es cuando se utilizan elásticos intermaxilares de clase II o III para producir una F en sentido anteroposterior pero que también producen un efecto secundario vertical extrusivo en el sitio en donde se anclan, efecto que debe ser neutralizado por otra F vertical intrusiva o un buen sistema de anclaje. En estos casos es obvio que la magnitud de la acción F se debe conocer, en forma precisa, para poder contrarrestar el efecto dañino de la reacción (figuras 21-15 y 21-16).

Las magnitudes físicas de la mecánica se ven involucradas en operaciones aditivas, de sustracción y de multiplicación que hay que entender, y aprender a calcular, para lograr mejores desempeños técnicos en la clínica. A continuación se hará una breve mención de este tipo de operaciones matemáticas, con el fin de mejorar la comprensión de las aplicaciones mecánicas básicas en los tratamientos de ortodoncia. Por supuesto, se remite al clínico inte-

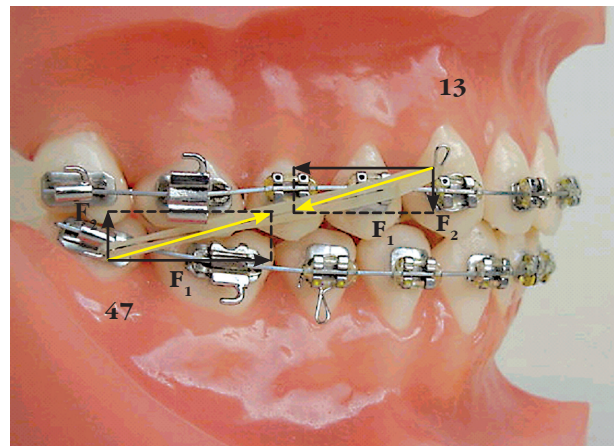


Figura 21-15 Vector de fuerzas anteroposteriores y verticales resultantes producido por el uso de un elástico intermaxilar de clase II.

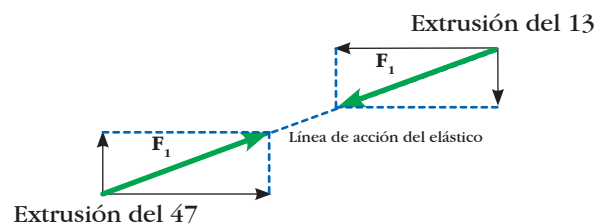


Figura 21-16. Diagrama de cuerpo libre y vector resultante producido por el uso de un elástico intermaxilar de clase II.

resado a textos más especializados en el tema de la física, en donde hallará exposiciones más extensivas y completas de lo que aquí se presenta.

Escalar

Es cualquier cantidad que puede ser expresada sólo como una magnitud positiva o negativa. Así, por ejemplo, son magnitudes escalares la masa, el volumen, la longitud de un diente o grupo de dientes. Los escalares se pueden sumar, restar, multiplicar o dividir, según las reglas usuales de la aritmética y el álgebra.

Vector

Las cantidades vectoriales se caracterizan tanto por su magnitud, identificada numéricamente, como por la dirección y el sentido. Son vectores: la ubicación espacial relativa de los cuerpos, la velocidad, la aceleración, la F y el M , todos los cuales tienen notable importancia en problemas de la mecánica. Para distinguir un vector de un escalar, por lo general se utiliza la siguiente notación: \vec{A} , que se lee “vector A ”, cuya magnitud se denota por el símbolo $|A|$, y cuya dirección se indica mediante el ángulo que forma el vector con una dirección cualquiera elegida como referencia (figuras 21-17 y 21-18).

Las operaciones con vectores requieren alguna explicación adicional, como se verá a continuación.

Producto de un vector por un escalar

El producto de un escalar “ a ” por un vector \vec{A} , se escribe $a\vec{A}$, y su magnitud es igual al producto del escalar por la magnitud del vector, esto es: $a|A| = |aA|$. Además, la dirección del vector resultante es la misma que la del vector \vec{A} cuando el escalar es positivo y tendrá sentido contrario cuando el escalar sea negativo, como se muestra en la figura 21-19.

Suma de vectores

Dos vectores \vec{A} y \vec{B} se pueden sumar de distintas maneras para obtener, eso sí, el mismo resultado. Una forma gráfica de adición vectorial consiste en hacer coincidir las colas de ambos vectores o la cola del uno con la cabeza del otro, para construir, con base en ellos, un paralelogramo, cuya diagonal indica la magnitud y dirección del vector resultante de la adición, $\vec{R} = \vec{A} + \vec{B}$. Este procedimiento, denominado “método gráfico del paralelogramo”, se esboza en las figuras 21-20 y 21-21.

Sustracción de vectores

La operación de sustracción entre vectores se puede considerar un caso particular de la adición, en donde el vector que sustrae es equivalente a un vector negativo que se suma (figura 21-22). De otro modo esto se escribe como:

$$\vec{R} = \vec{A} - \vec{C} = \vec{A} + (-\vec{C})$$

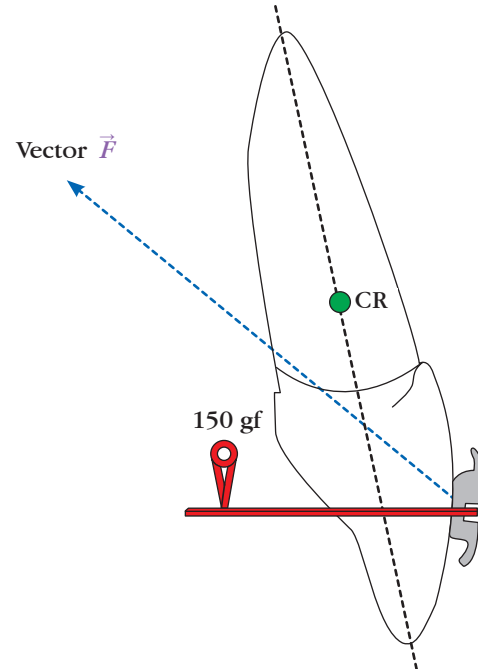


Figura 21-17. Vector fuerza aplicado en el bracket de un incisivo.

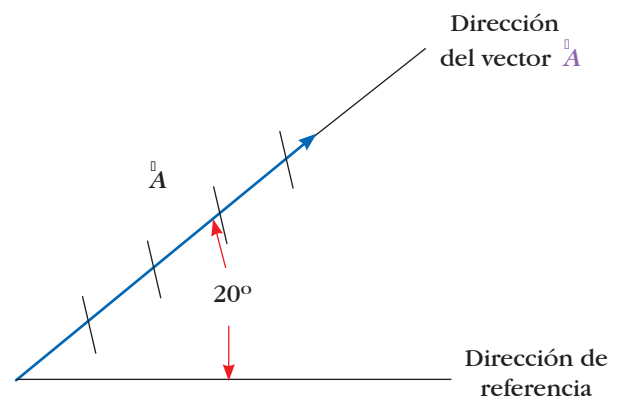


Figura 21-18. Todo vector tiene magnitud, dirección y sentido.

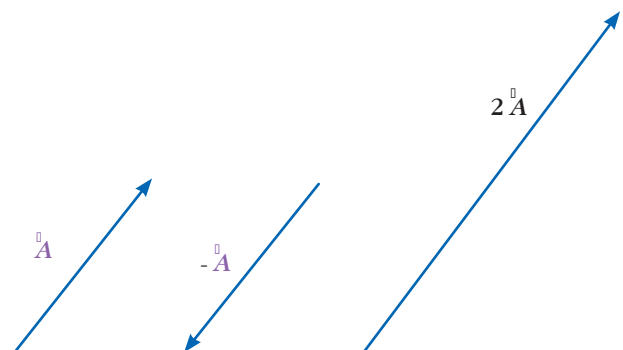


Figura 21-19. Producto de un escalar por un vector.

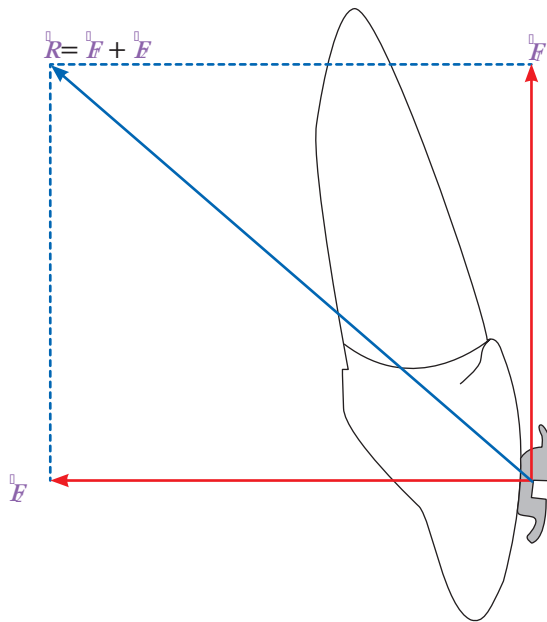


Figura 21-20. Método del paralelogramo para determinar la fuerza resultante \vec{R} .

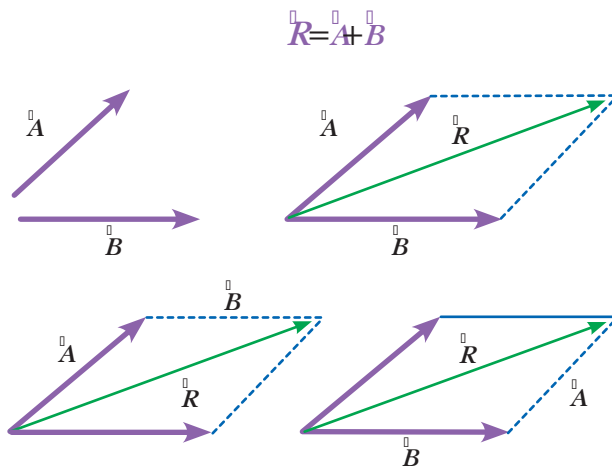


Figura 21-21. Adición gráfica de vectores con el método del paralelogramo.

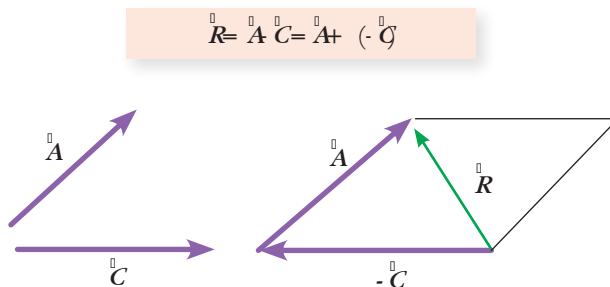


Figura 21-22. Sustracción gráfica de vectores por el método del paralelogramo

Suma de fuerzas mediante descomposición vectorial

Ya se ha dicho que las F son cantidades vectoriales capaces de alterar el estado de reposo o movimiento de un cuerpo. Por lo tanto, es natural que para desplazar un diente o un grupo de dientes y ubicarlos de mejor manera, se requieran dispositivos (brackets, alambres, resortes y elásticos) que produzcan y transmitan las F en ciertos planos y direcciones (mesial, distal, lingual, vestibular, oclusal, incisal y gingival), con el propósito de lograr la posición deseada del diente o grupo de dientes, en el maxilar o en la mandíbula. Esto funciona porque todo el sistema dental reacciona, mediante procesos de adaptación biológica (metabolismo), a las condiciones mecánicas impuestas.

Ahora bien, la intervención clínica que tiene lugar mediante los dispositivos mecánicos (brackets, alambres y elásticos) usados en ortodoncia, puede ser más o menos compleja, sobre todo si se tiene en cuenta que, con frecuencia, otros dientes o grupos de dientes se utilizan como apoyo o anclaje de los mismos de elásticos, alambres, resortes y cadenas elastoméricas y que éstas, a su vez, son susceptibles de desplazamiento, aunque se utilicen dispositivos de anclaje temporal soportados por el hueso (capítulo 29).

Si a estas circunstancias se le agrega el hecho de que la transmisión de las F se establece espacialmente y no sólo en planos determinados, se puede concluir, nuevamente, que el ortodoncista ha de tener muy claro cuál es la situación mecánica (vectorial) que busca producir en un momento específico del tratamiento, cuáles son los obstáculos que afronta desde el punto de vista físico y cómo intentará superarlos, para lograr los objetivos trazados en el plan mecánico individual del paciente.

Hechas estas precisiones, se explicará, en forma breve, un método más exacto que el geométrico para analizar el estado de F y M que se generan en ortodoncia. Para empezar, un vector puede ser proyectado en un mismo plano en dos direcciones distintas, de manera que las componentes se convierten, precisamente, en los lados de un paralelogramo, que tiene al vector original como su diagonal.

Es claro que esta operación se constituye en algo así como la desagregación de la suma gráfica vectorial antes mencionada, pues el vector suma de las componentes es igual al vector original. Se observa, además, que un caso particular de la descomposición es aquella en la cual los ejes del paralelogramo son perpendiculares entre sí u ortogonales, los cuales crean un marco de referencia llamado cartesiano.

La **figura 21-23** muestra dos tipos de descomposiciones ortogonales equivalentes, en donde las magnitudes relativas de los tres vectores cumplen

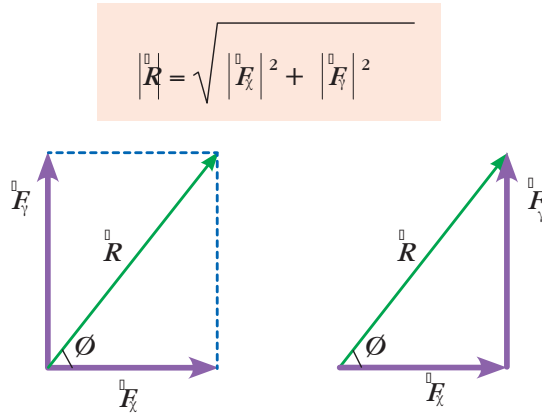


Figura 21-23. Descomposición ortogonal de un vector resultante \vec{R}

con todas las propiedades geométricas de un triángulo rectángulo, incluida, por supuesto, la relación de Pitágoras.

Adicionalmente, las magnitudes de los lados y de los ángulos se relacionan mediante funciones trigonométricas simples, a saber:

$$\cos \varnothing = \frac{|F_x^{\vec{R}}|}{|R^{\vec{R}}|}, \quad \text{sen } \varnothing = \frac{|F_y^{\vec{R}}|}{|R^{\vec{R}}|}, \quad \tan \varnothing = \frac{|F_y^{\vec{R}}|}{|F_x^{\vec{R}}|}$$

En estas expresiones \varnothing representa el ángulo que forman entre sí el cateto adyacente de magnitud $|F_x^{\vec{R}}|$, con el vector resultante $|R^{\vec{R}}|$, que es la hipotenusa del triángulo en la figura anterior. Las funciones trigonométricas, por su parte, se pueden consultar en una tabla o en una calculadora manual, de modo que si, por ejemplo, se conoce la magnitud del vector resultante y el ángulo \varnothing correspondiente, es fácil calcular las magnitudes de los catetos. En tal caso:

$$|F_x^{\vec{R}}| = |R^{\vec{R}}| \cos \varnothing$$

$$|F_y^{\vec{R}}| = |R^{\vec{R}}| \text{sen } \varnothing$$

En los casos donde haya que sumar dos vectores resultantes $R^{\vec{R}}$ y $R^{\vec{R}'}$, cada uno formando un ángulo \varnothing y \varnothing' con el eje X respectivamente, se puede proceder a descomponer primero cada vector y sumar luego las componentes correspondientes a cada eje, como se muestra en la figura 21-24.

$$\begin{aligned} |R_x^{\vec{R}}| &= |F_x^{\vec{R}}| + |F_x^{\vec{R}'}| \\ |R_y^{\vec{R}}| &= |F_y^{\vec{R}}| + |F_y^{\vec{R}'}| \\ \tan \varnothing_r &= \frac{|R_y^{\vec{R}}|}{|R_x^{\vec{R}}|} \end{aligned}$$

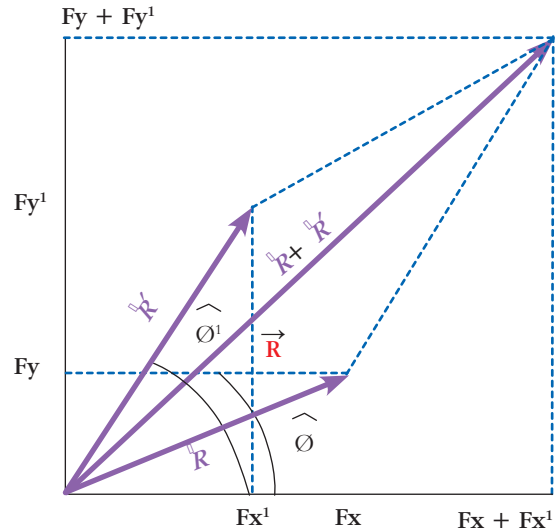


Figura 21-24. Suma de vectores coplanarios.

FUERZAS Y MOMENTOS EN ORTODONCIA

Dos sistemas de F son equivalentes cuando, al actuar sobre un cuerpo rígido (los dientes), se dejan expresar ambos en términos de la mismas F y M resultantes. Esta situación es de común ocurrencia en ortodoncia, cuando las F y cuplas producidas por los alambres cuadrados y rectangulares con torsión en las ranuras de los brackets (torque) crean intencionalmente situaciones de esfuerzo sobre un diente o grupos de dientes, sin la necesidad de actuar directamente sobre el centro de resistencia (CR) del diente o el conjunto.

Características de una fuerza

- Puede producir la deformación del cuerpo sobre el cual está actuando (tracción o compresión).
- Puede producir traslación o desplazamiento del cuerpo.
- Puede producir rotación del cuerpo (M).
- Las F se pueden presentar por pares (cuplas o torque).
- Siempre que se aplique una F se produce una reacción (anclaje).

Elementos de una fuerza

- **La magnitud:** es la cantidad de F producida por las ansas, los resortes o los elásticos (figura 21-25).
- **La dirección:** es la recta que sigue o tiende a seguir la F y va desde mesial, distal, lingual, vestibular, oclusal o gingival (figura 21-25).

- **El sentido:** las F pueden ser positivas o negativas según vayan a izquierda, derecha, arriba o abajo (figura 21-25).
- **El punto de aplicación:** punto del cuerpo en donde se aplica la F. En el caso de la ortodoncia son los brackets, que están adheridos a las caras vestibulares de los dientes (figura 21-25).

Definición de momento en ortodoncia (M)

El M determina el potencial de rotación de un cuerpo. Se produce cuando la F no pasa por el CR de un diente o grupo de dientes. El M es igual al producto vectorial de la F por una distancia: $M = F \times D$ (figuras 21-26 y 21-27).

$$\text{Momento} = \text{fuerza} \times \text{distancia}$$

La convención de signos para los momentos y las fuerzas en ortodoncia

Los M o tendencias a las rotaciones se simbolizan por una línea curva y su dirección se determina por la continuación de la línea de acción de la F, alrededor del CR.

- **Momentos positivos:** son los que tienden a producir rotación en el sentido contrario al de las manecillas del reloj. Producen movimiento mesial o vestibular de la corona (figuras 21-28 y 21-29).
- **Momentos negativos:** son los que tienden a producir rotación en el sentido de las manecillas del reloj. Producen movimiento distal o lingual de la corona (figuras 21-28 y 21-29).

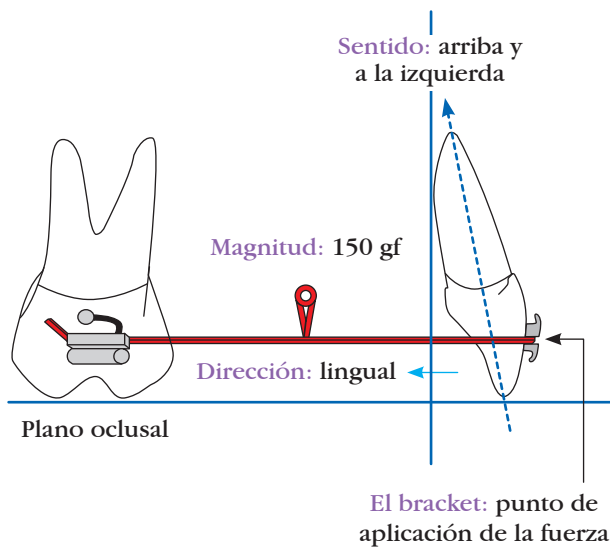


Figura 21-25. Magnitud, dirección, sentido y punto de aplicación de una fuerza sobre un diente.

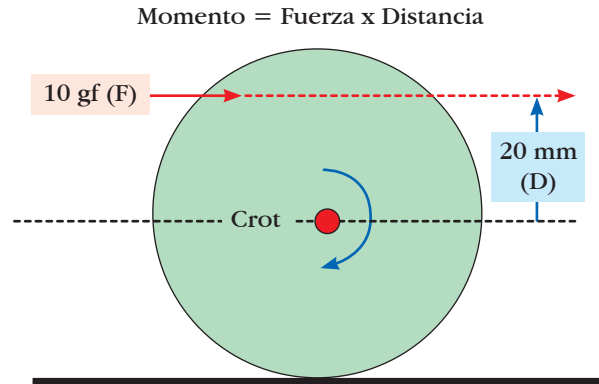


Figura 21-26. Momento o potencial de rotación en torno a un eje que pasa por Crot ($M = 200 \text{ gf.mm}$).

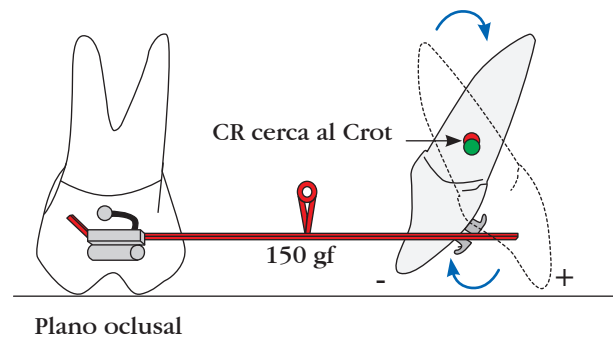


Figura 21-27. Rotación negativa de un incisivo central superior en torno al CR.

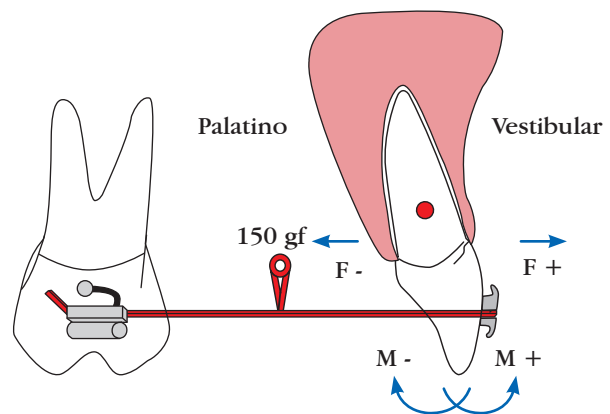


Figura 21-28. Convención de signos para fuerzas y momentos bucolinguales.

- **Fuerzas positivas:** son las F anteriores, laterales y vestibulares (figuras 21-28 y 21-29).
- **Fuerzas negativas:** son las F posteriores, mediales y linguales (figura 21-28 y 21-29).

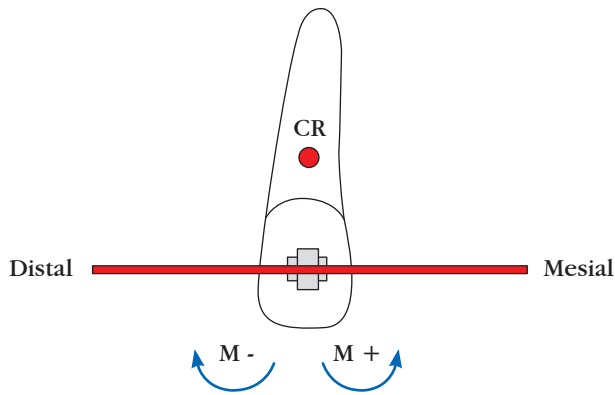


Figura 21-29. Convención de signos para fuerzas y momentos mesiodistales.

El M se determina cuando se multiplica la magnitud de la F , que produce el sistema mecánico, por la distancia perpendicular que hay desde la línea de acción de la F del diente o grupo de dientes (figura 21-30).

Las unidades de medida de los M se dan en términos de:

- Gramos fuerza.milímetros (gf.mm).
- Newtons.milímetros (N.mm).

Hay dos variables para determinar el M de una F :

1. La magnitud de la F .
2. La distancia de la línea de acción de la F al CR del diente o grupo de dientes.

Como el M depende de la magnitud de una F y de una distancia, se pueden combinar estas dos variables, en forma efectiva, para obtener un sistema de F específico; que sea biológicamente activo.

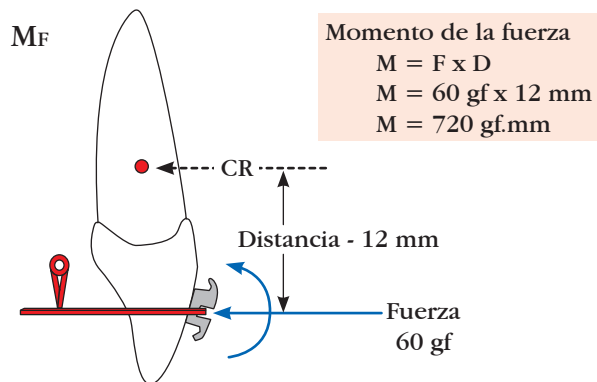


Figura 21-30. Fórmula física para el momento de la fuerza (M_F).

La cupla (torque) en ortodoncia

Son dos F paralelas de igual magnitud, pero que actúan en dirección opuesta no colineal y separadas por una distancia. La magnitud del M producido por una cupla (torque) se calcula al multiplicar la magnitud de la F por la distancia que hay entre ellas. Las unidades se dan en términos de gf.mm o N.mm (figuras 21-31 y 21-32).

Las cuplas (torques) producen movimientos rotacionales, cerca o lejos del CR de un diente o grupo de dientes trasladando el Crot de incisal hacia apical, pero siempre considerando el punto de aplicación de las F , que se encuentra excéntrico, en las ranuras de los brackets y tubos.

El momento de una cupla en ortodoncia (M_C)

Las cuplas (torques) se producen con alambres cuadrados o rectangulares con torsión ubicados en las ranuras rectangulares de los brackets. Este sistema de F tiende a producir rotación pura y se utiliza para contrarrestar los efectos del M_F (figura 21-33).

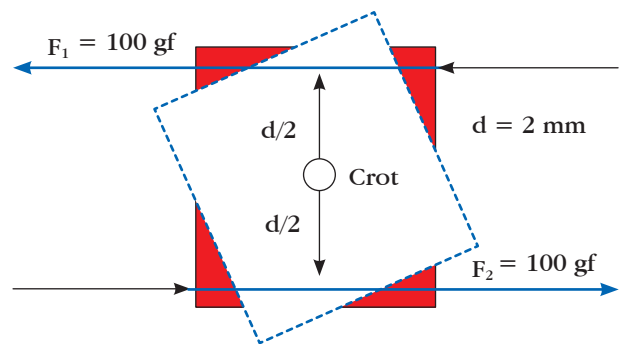


Figura 21-31. La cupla (fuerza par) $M_C = 100 \text{ gf} \times 2 \text{ mm}$, $M_C = 200 \text{ gf.mm}$.

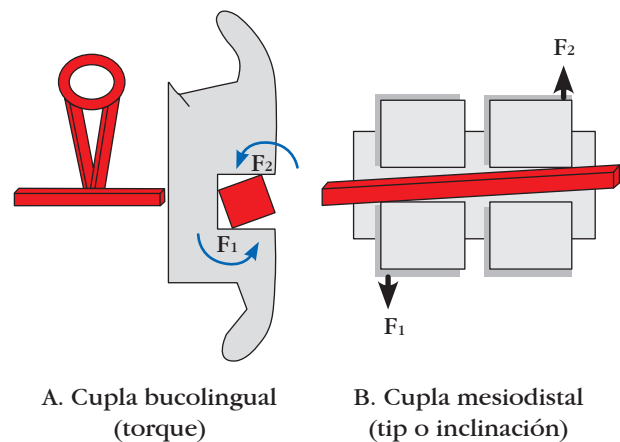


Figura 21-32. Cupla bucolingual y cupla mesiodistal.

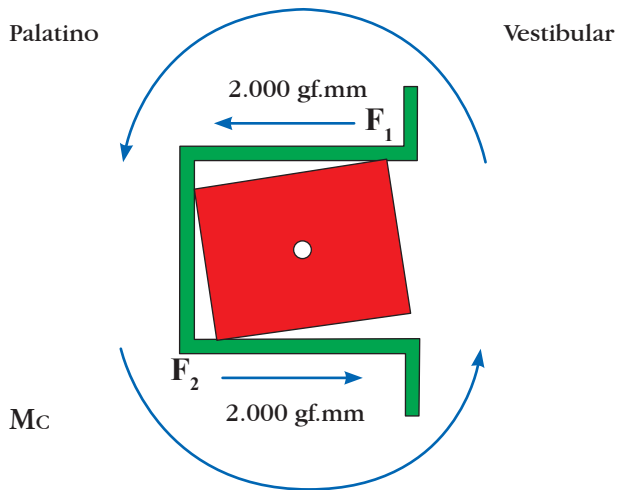


Figura 21-33. El momento de una cupla.

La proporción que hay entre la cupla (torque) y la fuerza (MC/F)

Relaciona la magnitud del MC que produce la cupla, o torque del alambre rectangular, en las ranuras de los brackets con la F neta. Esta proporción (MC/F) determina el tipo de movimiento dental y el esfuerzo (F por unidad de área) capaz de producir una deformación en el ligamento periodontal (LP). La proporción del MC y de la F (MC/F) se representa mediante una F horizontal y debe haber una cupla que produzca un MC en dirección opuesta al MC que produzca la F (figura 21-34).

El principio de la transmisibilidad de fuerzas

El efecto producido por una F que actúa sobre un diente es independiente de dónde se aplique ésta a lo largo de su línea de acción (figura 21-35).

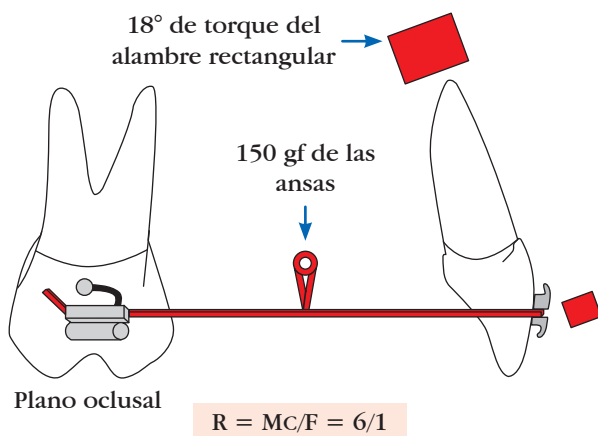


Figura 21-34. Alambre rectangular 0,017 x 0,025 con torque (cupla) en la ranura de un bracket.

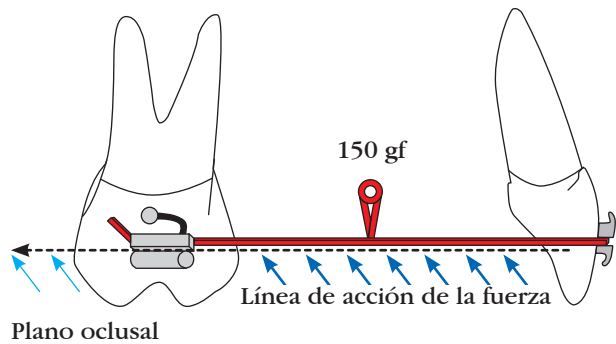


Figura 21-35. Principio de transmisibilidad de fuerzas.

Tipos de fuerza según su efecto

Las fuerzas de tracción: producen la elongación o estiramiento de un cuerpo.

Las fuerzas de compresión: producen el acortamiento de un cuerpo.

Los momentos de torsión: se presentan cuando las F se usan para hacer girar el cuerpo alrededor de su propio eje.

Es importante, en ortodoncia, conocer la diferencia entre un M de torsión de un alambre redondo, uno rectangular y uno cuadrado, ya que de la forma de éste dependerá el torque.

Los cuerpos rígidos

Son aquellos que prácticamente no cambian su forma bajo la acción de una F de tracción o de compresión. Los dientes se pueden considerar como cuerpos rígidos (figura 21-36).

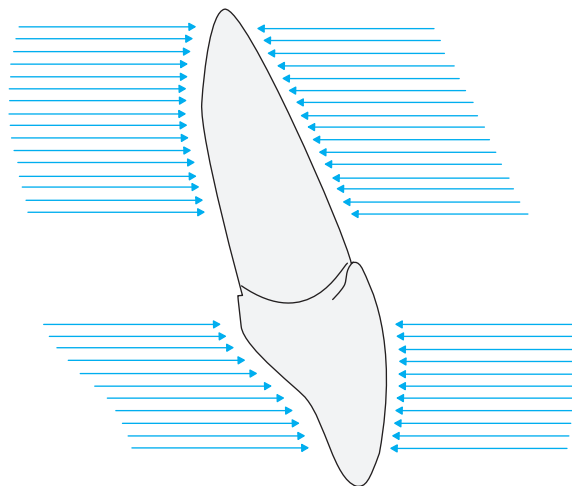


Figura 21-36. Los dientes son cuerpos rígidos.

BIOMECÁNICA EN ORTODONCIA

La aplicación de una F a un diente o grupo de dientes perturba su estado de equilibrio y produce una aceleración instantánea que, después de perder la actividad, provoca un nuevo estado de descanso. La aceleración en ortodoncia es tan pequeña que se considera despreciable.

La biomecánica

Es la relación que hay entre la mecánica y la reacción de los sistemas biológicos. Uno de los objetivos en ortodoncia es minimizar o eliminar el mayor número de efectos indeseables en sentido anteroposterior, transversal y vertical, y para ello se utilizan los diagramas de cuerpo libre. Este es un procedimiento netamente teórico muy parecido al utilizado por los ingenieros en el diseño de estructuras y requiere todo el conocimiento, sentido común y pericia del clínico (figura 21-37).

Niveles por considerar de la biomecánica, en ortodoncia

Estudiar la respuesta de los dientes a las F es mucho más complejo que sólo medirlas. Según Burnstone, se deben considerar tres niveles:

1. **El nivel clínico:** tiene que ver con el promedio de movimiento, el dolor, la movilidad, la pérdida de hueso alveolar y los fenómenos de remodelación y reabsorción radicular de los dientes.
2. **El nivel celular y bioquímico:** es la respuesta química y biológica de los tejidos dentales y de soporte producidos por el estímulo mecánico o F (cambios en el hueso, en el cemento y en el tejido conectivo del LP).

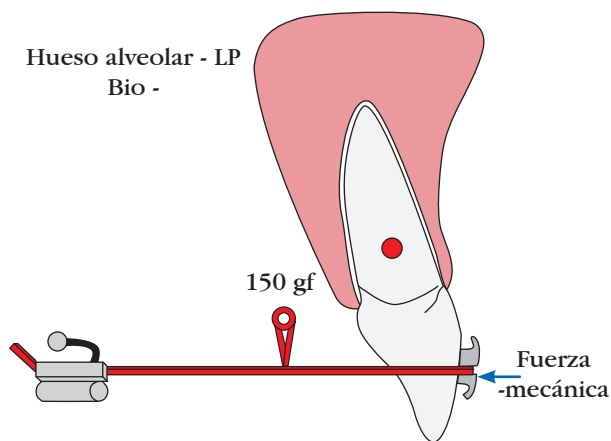


Figura 21-37. Relación de componentes mecánicos y biológicos en el movimiento ortodóncico.

3. **El nivel de esfuerzo y deformación en el LP:** es la F por la unidad de área. Es el componente físico más importante para mover los dientes y el menos entendido por los ortodoncistas (modelo teórico, físico y matemático que explica el movimiento dental en ortodoncia).

Conceptos de física que se aplican en la clínica

Fuerzas de activación y desactivación

Las F en ortodoncia pueden ser analizadas en relación con los dientes o en relación con los alambres.

Las fuerzas que se aplican con los alambres: se definen como F de activación y representan las F necesarias para llevar el alambre de un estado pasivo a uno activo. El ejemplo más común son las ansas o resortes que se diseñan para mover los dientes (figuras 21-38 y 21-39).

Las fuerzas que se transfieren a los dientes: son las F que se transfieren por los alambres a los dientes y se definen como de desactivación. Son iguales y opuestas a las F de activación (figura 21-40).

Las fuerzas en ortodoncia se pueden expresar con respecto a:

- Un sistema de aparatos instalados en el paciente. Este sistema siempre se considera en cuasiequilibrio.

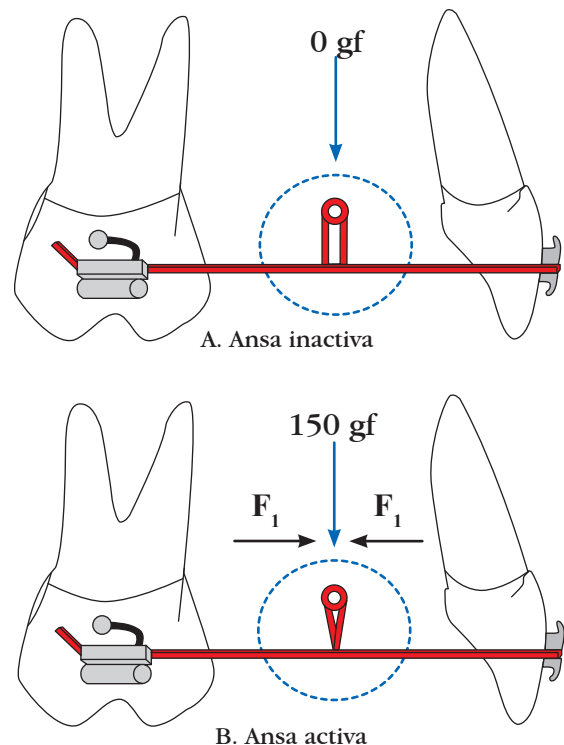


Figura 21-38. Activación de ansas (fuerza).

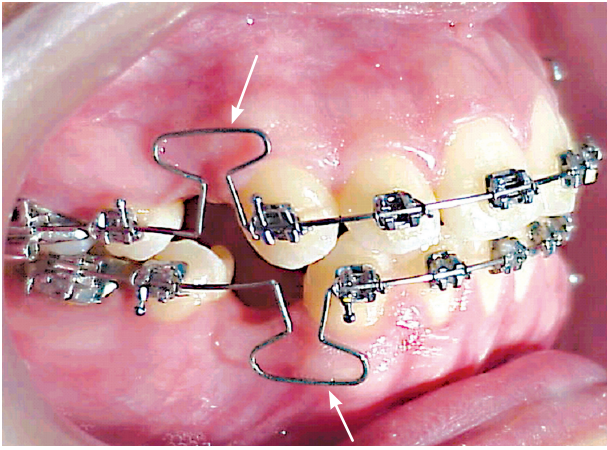


Figura 21-39. Cierre de los espacios de extracción con ansas en forma de "T".

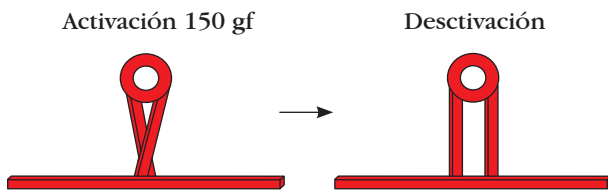


Figura 21-40. Fase de activación y desactivación de las ansas.

- F aplicadas a los brackets con respecto a otras F que son iguales y opuestas, producidas por los alambres.

El centro de masa

Punto geométrico en donde se puede suponer que se concentra la masa de un cuerpo (diente). El comportamiento mecánico general de un cuerpo en el espacio se puede predecir si se conocen las F que actúan en ese punto del cuerpo llamado centro de masa. Si el interés es hallar el peso del cuerpo, el centro de masa se denomina centro de gravedad (figura 21-41 y 21-42).

El centro de resistencia (CR)

Punto en donde se concentra la resistencia de un cuerpo que va a ser desplazado. El CR es un punto análogo al centro de gravedad. Es un concepto que se aplica a objetos que pueden tener movimiento restringido, o que no están libres en el espacio; en el caso de los dientes estos elementos de restricción están representados por los tejidos de soporte (figuras 21-43 y 21-44).

El centro de rotación (Crot)

Punto alrededor del cual un objeto rota cuando se está moviendo (figura 21-45).

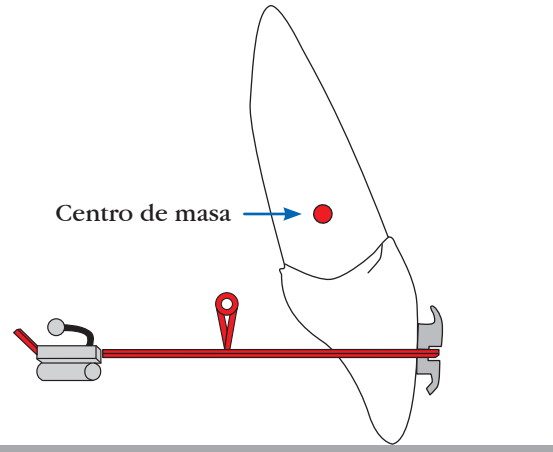


Figura 21-41. Centro de masa de un diente.

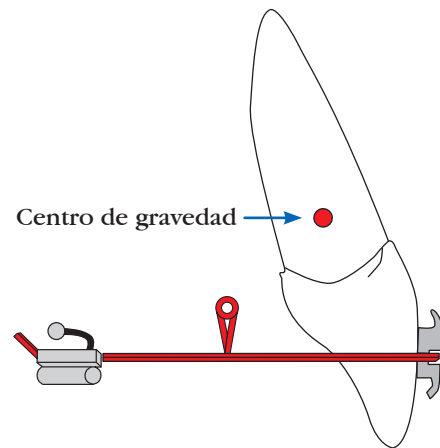


Figura 21-42. Centro de gravedad de un diente (análogo al centro de masa).

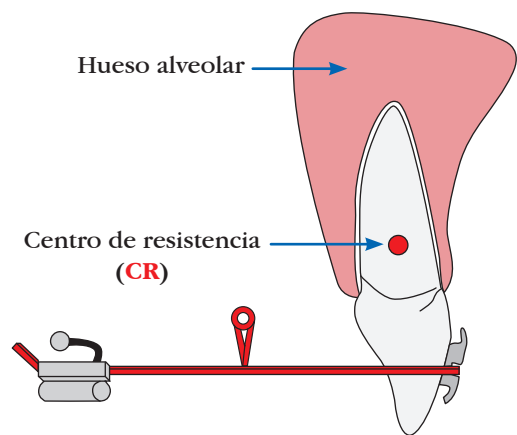


Figura 21-43. Centro de resistencia (CR).

Centro de resistencia en los dientes

El centro de resistencia (CR), es el punto donde se puede asumir que están concentradas, para efectos de cálculo, las reacciones del hueso alveolar respec-

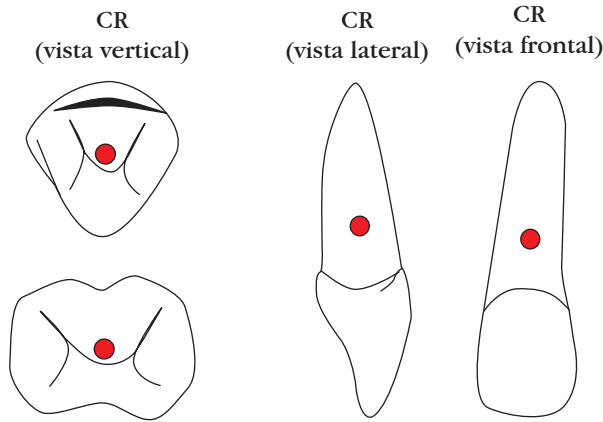


Figura 21-44. Centro de resistencia en los tres planos del espacio.

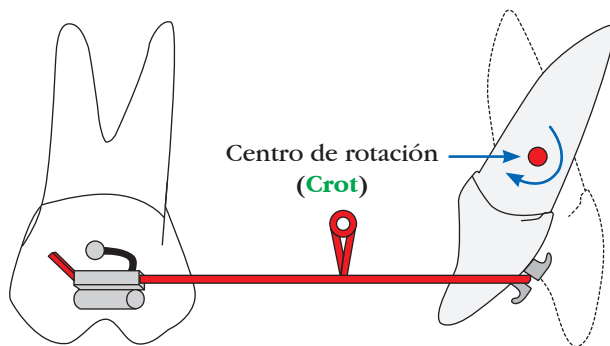


Figura 21-45. Centro de rotación (Crot).

to de las F externas que actúan sobre un diente o un grupo de dientes. El CR se puede calcular matemáticamente y depende de la longitud del diente, la anatomía y el nivel, en altura, del hueso alveolar.

La posición del CR de un incisivo de forma parabólica se localiza, aproximadamente, al 33% de la distancia que hay desde la cresta alveolar hacia el ápice, asumiendo homogeneidad en el medio circundante, es decir, del hueso alveolar (Burnstone y Pryputniewicz, 1980) (figuras 21-46 y 21-47).

La distancia entre la ranura del bracket, que es el punto de aplicación de la F, y el CR depende de la anatomía de cada diente en particular y del nivel y la calidad del hueso alveolar. La magnitud de la F no cambia la posición del CR, pero el punto de aplicación de la F puede cambiar con el tiempo (tratamiento). En los dientes que tienen varias raíces el CR está ubicado en la bifurcación o en la trifurcación.

Es importante recordar que la posición del CR se debe evaluar en forma tridimensional, es decir, en los tres planos del espacio. En casos en donde hay problemas periodontales con pérdida moderada o severa de hueso alveolar se debe reducir, mientras sea posible, la magnitud de la F y del M debido a la ubicación tan apical del CR, que incrementa el

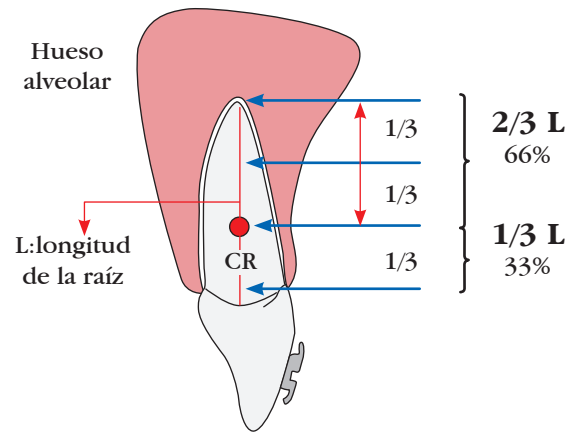


Figura 21-46. La localización del CR depende la cantidad de raíz cubierta por hueso alveolar.

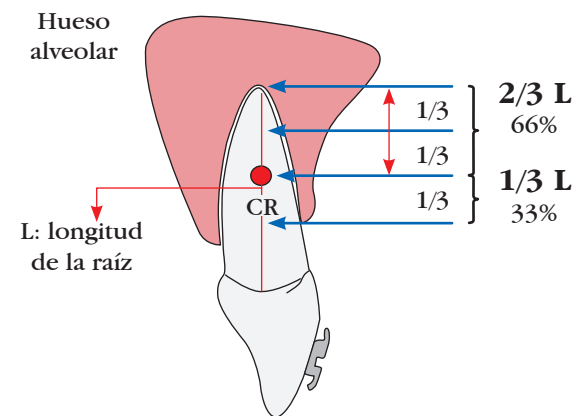


Figura 21-47. La localización del CR en un diente con pérdida, en altura, de hueso alveolar.

brazo de palanca (L) y la distancia con respecto al punto de aplicación de la F, la cual siempre se localiza en los brackets que están adheridos a las superficies vestibulares de los dientes.

En los dientes que están consolidados y unidos por un alambre rígido, que va en las ranuras de los brackets, es difícil localizar el CR de cada diente en forma individual. Los estudios hechos por Teuscher demuestran que se puede encontrar el CR aproximado en un arco dental completo. En el arco maxilar éste estaría ubicado ligeramente apical y entre los dos premolares.

La predicción del movimiento de los dientes, en relación con los sistemas de F utilizados en ortodoncia, sólo se puede hacer localizando y calculando el CR del diente o grupo de dientes que se va a mover.

Después de localizar el CR se procede a diseñar un sistema de F para mover los dientes en forma eficiente, con un método igual a como se hace en ingeniería. El sistema debe ser monitoreado en forma continua durante las fases activas del movimiento,

para comprobar su eficiencia y precisión, y se deben hacer los ajustes necesarios durante el tratamiento mecánico, para evitar efectos indeseables; efectos que luego tomarán más tiempo para ser corregidos (figura 21-48).

El centro de rotación en los dientes (Crot)

Por lo general, la línea de acción de las F que se aplican a los brackets, no pasan por el CR. Esta situación genera una condición de rotación potencial del diente o grupo de dientes en torno a un punto denominado Crot. La posición del Crot depende de la proporción que se establece entre Mc y F, es decir, del coeficiente Mc/F y el clínico decide en donde ubicarlo para mover la corona o la raíz de un diente o grupo de dientes, hacia el sitio que sea necesario (figura 21-49).

Relación momento y fuerza ($R=Mc/F$)

Se trata de la relación entre el Mc y el M producido por la F en el bracket, multiplicado por la distancia al CR.

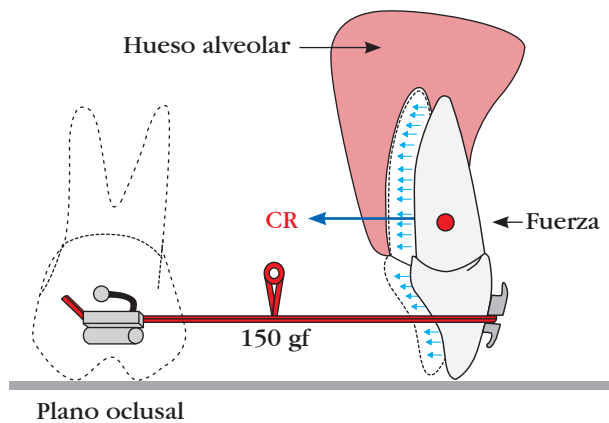


Figura 21-48. Traslación pura "teórica" en un incisivo central superior.

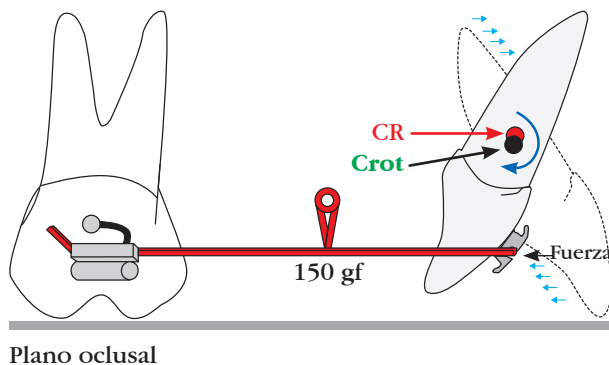


Figura 21-49. Movimiento de rotación de un incisivo central superior.

No es otra cosa que la gráfica que muestra el esfuerzo/deformación o F por unidad de área que produce un sistema mecánico determinado en el LP y que tiene una determinada forma geométrica, dependiendo del tipo de movimiento, o sea en donde se localiza el Crot con respecto al CR (es el componente físico más importante y el menos entendido por los ortodoncistas) (figuras 21-50, 21-51, 21-52 y 21-53).

Muchos ortodoncistas interesados en biomecánica se preguntan de dónde sale la relación Mc/F y que cambios se pueden presentar en los dientes y el LP cuando cambia de 0/1, 7/1, 10/1 ó 12/1 (según Burstone y Nanda).

Ejemplo

Si el MF (ansas activadas un milímetro por lado, multiplicada por la distancia al CR del diente) produce 900 gf.mm, el MC (torque efectivo de un alambre rectangular 0,017 x 0,025 más el torque diferencial que es de 3 a 6° por cada 0,001 de pulgada de diferencia entre el alambre y la ranura del bracket) deberá ser 7, 10 ó 12 veces mayor, ya que el MF siempre será constante (1). Es decir:

$$R = Mc/F$$

$$R = 0/1$$

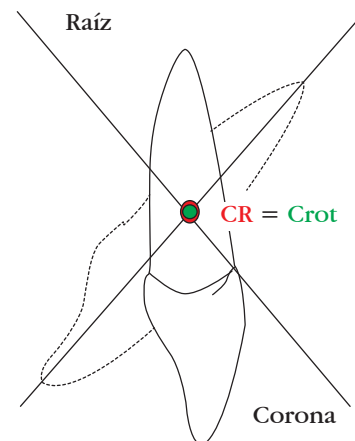


Figura 21-50. Relación momento/fuerza de 0/1.

$$R = Mc/F$$

$$R = 7/1$$

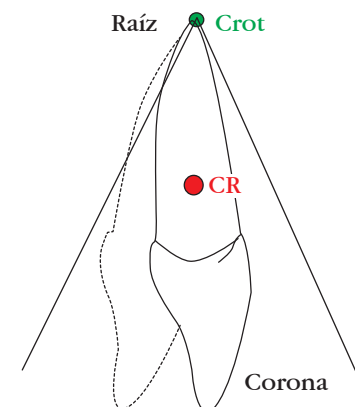


Figura 21-51. Relación momento/fuerza de 7/1.

$$R = Mc/F$$

$$R = 10/1$$

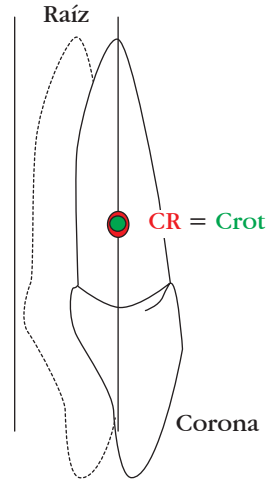


Figura 21-52. Relación momento/fuerza de 10/1.

$$R = Mc/F$$

$$R = 12/1$$

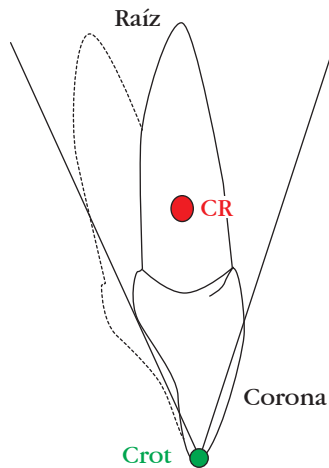


Figura 21-53. Relación momento/fuerza de 12/1.

- $0/1 = 0/900$ gf.mm. F sin torque (sin cupla en la ranura).
- $7/1 = 6.300$ gf.mm / 900 gf.mm. Entre 8 y 12° de torque efectivo.
- $10/1 = 9.000$ gf.mm / 900 gf.mm. Entre 14 y 18° de torque efectivo.
- $12/1 = 10.800$ gf.mm / 900 gf.mm. Entre 18 y 22° de torque efectivo.

Relación entre el movimiento y la proporción del momento y de la fuerza (Mc/F)

En un caso con extracciones y con un sistema mecánico sin fricción (con ansas) la F inicial se produce por la activación bilateral de dos ansas, que tendrán una forma geométrica, un módulo de elasticidad específico y una sección transversal definida del alambre, de acuerdo con las necesidades clínicas.

La F inicial va decayendo a medida que los dientes se retraen mientras que los M de cupla o torques permanecen constantes. Para lograr este efecto se utilizan alambres rectangulares de calibre 0,017 x

0,025 de titanio/molibdeno o acero inoxidable para trabajar en un sistema no friccional, con ranuras de 0,018 x 0,025 (figura 21-54).

Errores en la consecución de una buena relación momento/fuerza

Los errores mecánicos pequeños de torque o F para conseguir una relación adecuada del Mc y de la F ($R = Mc/F$) para un determinado movimiento dental, cambian dramáticamente, el modelo físico y matemático, ya que se altera la posición del Crot con respecto al CR del diente o grupo de dientes (Siatkowski, 1996).

Nota: algunos investigadores en biomecánica plantean el hecho de que al perder altura el hueso alveolar, en pacientes con enfermedad periodontal, pueden cambiar dramáticamente la proporción entre el Mc (torque) y la F producida por las ansas ($R = Mc/F$) o relación entre esfuerzo/deformación que produce el sistema de F en el LP (Siatkowski, Tulloc, Nikolai, Nanda, Burstone y Kusy).

Según Siatkowski, en 1996, por cada milímetro de pérdida en la altura del hueso alveolar se incrementa aproximadamente en 65% la relación Mc/F (Mc/F) (figura 21-55).

Por otra parte, cada milímetro de pérdida en el tamaño de la raíz se incrementa sólo el 21% la relación Mc/F ya que el CR no se mueve en forma tan dramática (figura 21-56).

Tipos de movimiento dental

Un modelo es una abstracción simplificada de la realidad que pretende explicar un movimiento dental específico desde el punto de vista de la física y las matemáticas, asunto éste que puede ser mucho más complejo debido a los factores biológicos involucrados. A continuación se presentan algunas situaciones relacionadas con el movimiento dental en ortodoncia:

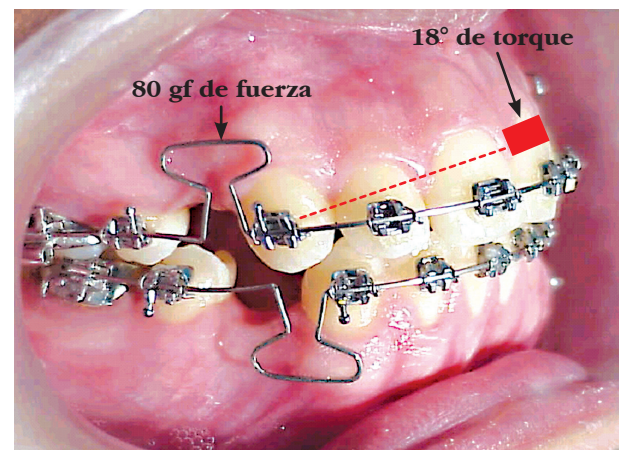
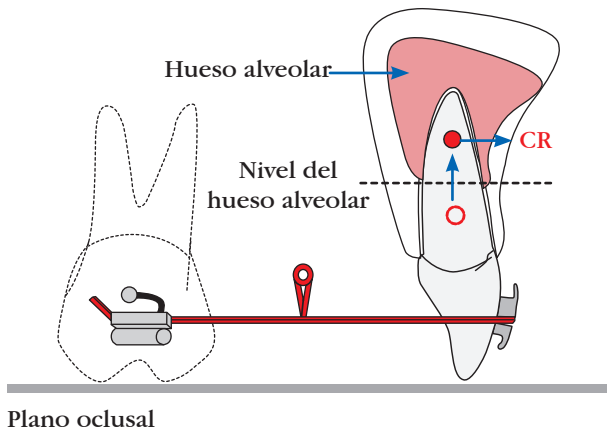
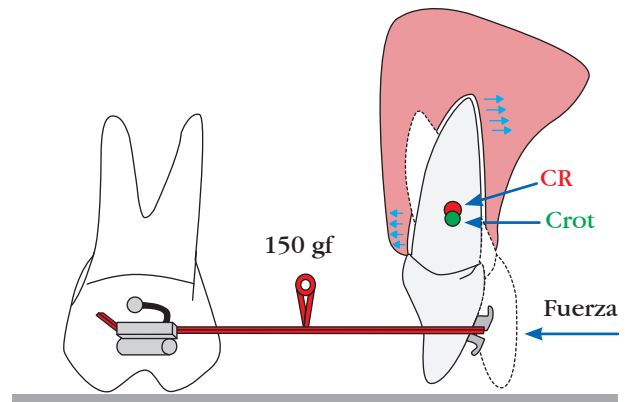


Figura 21-54. Movimiento y relación momento y fuerza (Mc/F).



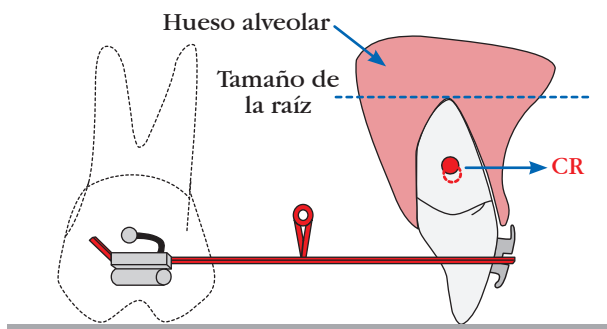
Plano oclusal

Figura 21-55. Pérdida, en altura, del hueso alveolar y ubicación del CR.



Plano oclusal

Figura 21-57. Movimiento dental no controlado (rotación).



Plano oclusal

Figura 21-56. Pérdida de longitud radicular y ubicación del CR del diente.

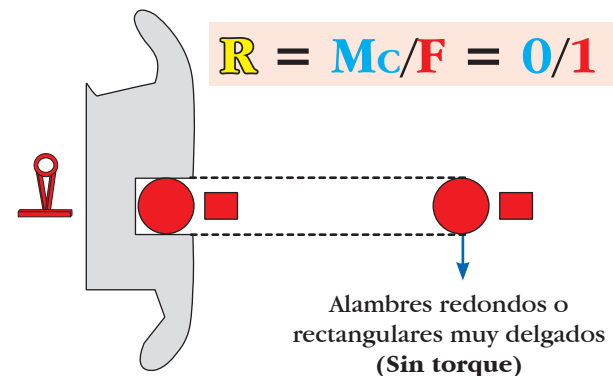


Figura 21-58. Relación del alambre redondo o rectangular muy delgado y la ranura del bracket. No hay torque para este movimiento y la proporción entre el momento y la fuerza (Mc/F) es de $0/1$.

Movimiento dental de inclinación no controlado (modelo físico y matemático)

Este movimiento se presenta cuando una F horizontal simple pasa a través de la ranura del bracket, pero lejos del CR de un diente. El ápice y la corona se mueven en direcciones opuestas en imagen espejo. No hay proporción de Mc y F , pues no se produce una cupla en la ranura del bracket o brackets, $R = 0/1$ (figuras 21-57 y 21-58).

Sistemas de fuerzas que producen movimientos no controlados

En este movimiento hay sólo F sin cuplas, M o torque en las ranuras de los brackets. Se produce por acción de los alambres redondos, con ansas de cualquier calibre o aleación, en las ranuras de los brackets que son de forma rectangular. También lo producen:

- Las cadenas elásticas en alambres redondos.
- Los elásticos intermaxilares.
- Los resortes de metal abiertos o cerrados en alambres redondos.

Características específicas de los movimientos dentales no controlados

- La distribución del estrés que se genera en el LP es muy grande en el ápice y en la cresta alveolar.
- Se produce un movimiento en dirección contraria y de igual magnitud del ápice y de la corona del diente.
- No se produce estrés en el CR.
- El Crot está cerca, o coincide, con el CR.
- Hay sólo F , no hay torque (Mc).

Un movimiento dental no controlado es a menudo indeseable, sobre todo en los incisivos superiores e inferiores. Es de uso limitado en la biomecánica ortodondica rutinaria y se produce cuando se utilizan alambres redondos, con ansas de cualquier calibre, para hacer retracción, en masa, de los dientes anteriores.

Movimiento de inclinación controlado (modelo físico y matemático)

Este movimiento se presenta cuando una F horizontal pasa a través de la ranura del bracket lejos del CR de un diente, pero, simultáneamente se produce una cupla, torque o MC pequeño en la ranura del bracket, MC que es producido por la torsión o torque de un alambre rectangular de cualquier calibre. La proporción entre el MC y la F es intermedia, $R=7/1$.

En este tipo de movimiento el Crot se ubica en el ápice. Este último permanece estacionario y controlado, mientras la corona se mueve en la dirección de la F (figuras 21-59 y 21-60).

Sistemas que producen movimiento controlado

Este movimiento se produce al poner un alambre rectangular de calibre 0,016 x 0,022 ó 0,017 x 0,025 con poca torsión o torque en las ranuras de los brackets (se debe tener en cuenta el toque diferencial).

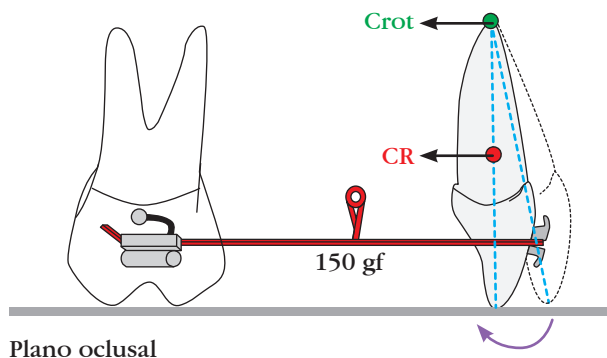


Figura 21-59. Movimiento dental controlado (movimiento de corona).

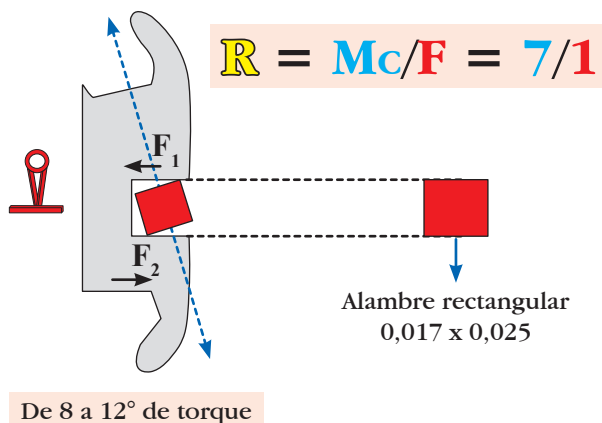


Figura 21-60. Relación del alambre rectangular y la ranura del bracket; cantidad de torque para este movimiento y la proporción entre el momento y la fuerza (Mc/F) es de 7/1.

El sistema de fuerzas para el control

El control lo producen los M, cuplas o torques que se presentan en las ranuras rectangulares de los brackets, debido a los alambres rectangulares o a la acción de los dobleces de preactivación alfa y beta en las ansas, confeccionadas con alambres rectangulares, con mínimo torque, que se utilizan para mover, en masa, el segmento anterior de los incisivos.

Características específicas del movimiento controlado

Este movimiento se necesita en aquellos casos en los que se hacen extracciones de dientes permanentes, ya que reduce la cantidad de corrección radicular, al final del cierre de los espacios:

- Produce un estrés no uniforme en todo el ligamento periodontal.
- El estrés en la zona apical es mínimo y en la cresta alveolar es máximo.
- No se produce estrés en el CR.
- El Crot se ubica cerca del ápice.
- La proporción entre el MC y la F es mediana.
- Se necesita de 8 a 12° de torque en un alambre rectangular de 0,017 x 0,025.

Este movimiento se produce por el uso de alambres cuadrados o rectangulares con ansas incorporadas y con torque anterior para hacer el movimiento en masa de dientes anteriores superiores o inferiores. Es de uso común en la biomecánica ortodóncica.

Movimiento en cuerpo o de traslación -teórico- (modelo físico y matemático)

Este movimiento se presenta cuando una F horizontal pasa a través del CR de un diente o grupo de dientes y éste, o estos, se mueven en dirección de la F. La proporción es alta entre el MC y la F, $R=10/1$ (figuras 21-61 y 21-62).

Intrusión o extrusión pura (modelo físico y matemático)

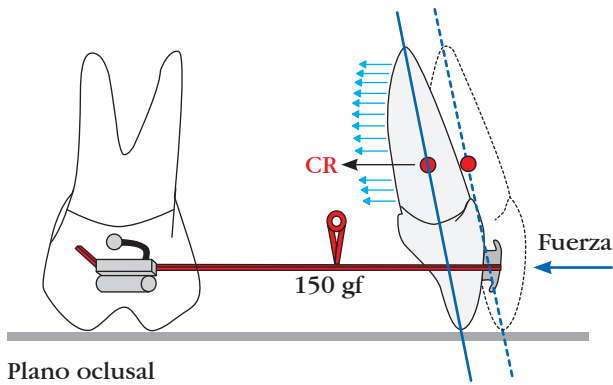
A este movimiento se le considera de traslación, pero en sentido vertical (figura 21-63).

Sistemas para producir movimientos de traslación -teórico- (modelo físico y matemático)

Este movimiento se produce al colocar un alambre rectangular de 0,016 x 0,022 o un 0,017 x 0,025 en las ranuras de los brackets, con el fin de generar una cupla que contrarreste el M producido por la F que actúa sobre el bracket.

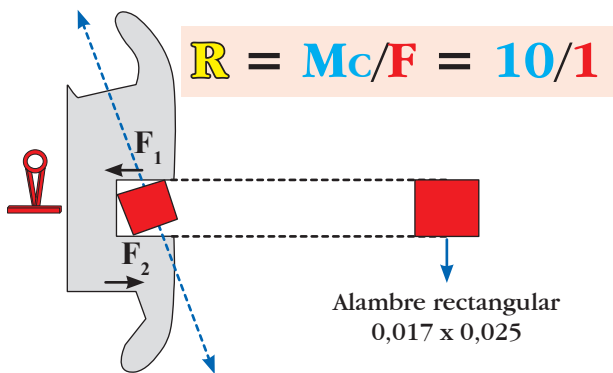
Las fuerzas y los momentos serían:

- Las F las producen las ansas o un sistema específico de elásticos.



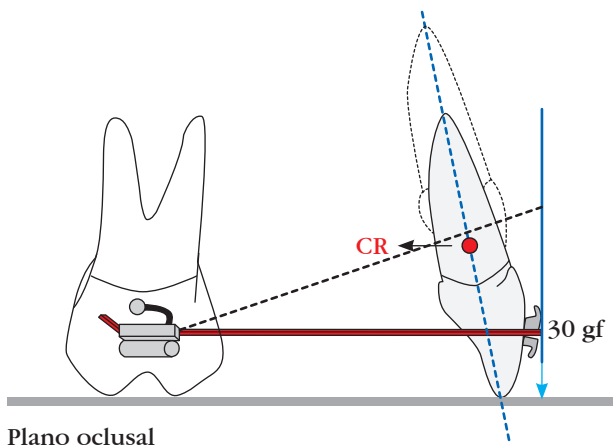
Plano oclusal

Figura 21-61. Movimiento en cuerpo o de traslación.



De 14 a 18° de torque

Figura 21-62. Relación del alambre rectangular y la ranura del bracket; cantidad de torque para este movimiento y la proporción entre el momento y la fuerza (M_c/F) es de 10/1.



Plano oclusal

Figura 21-63. Movimiento en cuerpo o de traslación, en dirección vertical (intrusión).

- Los M o las cuplas en las ranuras de los brackets los producen el torque o torsión del alambre rectangular, medido en las ranuras. Los M se miden en $gf \cdot mm$.

Características específicas del movimiento en cuerpo o de traslación

- La distribución del esfuerzo en el ligamento periodontal es uniforme.
- Se produce un movimiento en la misma dirección y de igual magnitud del ápice y de la corona del diente.
- El Crot se ubica en el infinito.
- La proporción del MC es alta con respecto a la F para este movimiento.
- Se deben aplicar entre 12 y 16° de torque en un alambre rectangular de 0,017 x 0,025, para producir un MC alto.

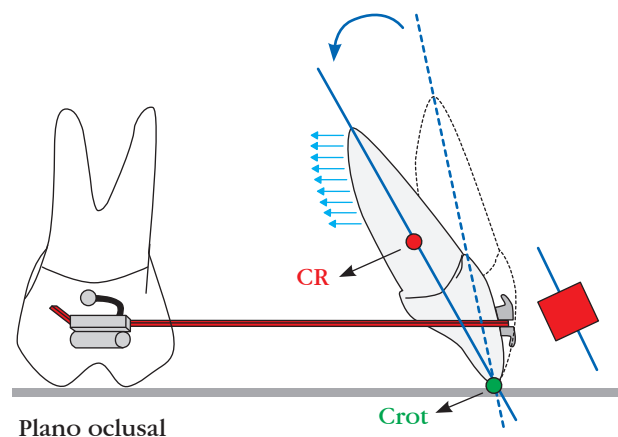
Con alambres redondos, cuadrados o rectangulares de calibre pequeño no se puede producir movimiento en cuerpo de un diente o grupo de dientes. Se deben manejar, en lo posible, alambres rectangulares gruesos como un 0,017 x 0,025 ó 0,018 x 0,025, que llenen las ranuras de los brackets (en un sistema 0,012 x 0,025).

Movimiento radicular (modelo físico y matemático)

Este movimiento se produce cuando el Crot se localiza en las ranuras de los brackets y se obtiene restringiendo, o no produciendo, F horizontal, mientras que un alambre rectangular de calibre grueso, 0,017 x 0,025, con torque actúa en las ranuras moviendo sólo las raíces y dejando las coronas de los dientes estacionarias o controladas. La proporción entre el MC y la F es muy alta, ya que se produce una cupla o torque fuerte en la ranura, $R = 12/1$ (figuras 21-64 y 21-65).

Sistemas que producen movimiento radicular

El movimiento radicular se produce al colocar un alambre rectangular grueso 0,016 x 0,022 ó 0,017



Plano oclusal

Figura 21-64. Movimiento radicular (torque).

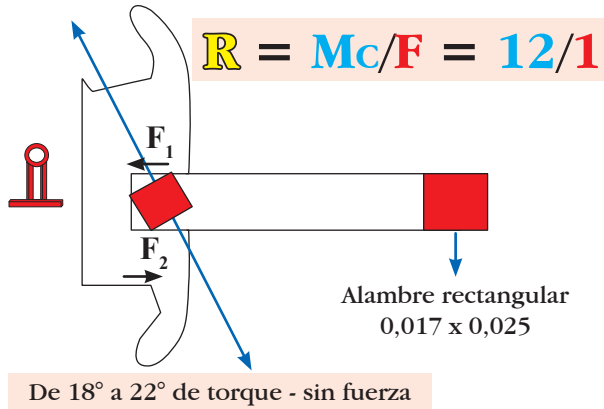


Figura 21-65. Relación del alambre rectangular y la ranura; cantidad de torque para este movimiento radicular. La proporción entre el momento y la fuerza (Mc/F) es de 12/1.

x 0,025 con torsión o torque en las ranuras de los brackets.

El sistema de fuerzas

- No hay F o éstas están restringidas.
- El torque del alambre en las ranuras es de gran magnitud (16 a 22°).

Características específicas del movimiento radicular

- Produce un estrés uniforme en todo el LP en el lado bajo presión.
- El estrés en la zona apical es máximo, al lado de la presión.
- El estrés en la cresta alveolar es mínimo.
- El Crot se encuentra en las ranuras de los brackets.
- La proporción del Mc , comparado con la F, es muy alto.
- Se produce al aplicar de 16 a 22° de torque en un alambre rectangular de 0,017 x 0,025.

Este movimiento se produce por el uso de alambres rectangulares gruesos, con o sin ansas, con torque anterior para generar un movimiento en las raíces. Este tipo de intervenciones es de uso continuo en la etapa de finalización del tratamiento de ortodoncia.

Es muy importante para el clínico tener presente la ubicación del CR. En los casos en donde el soporte óseo está disminuido se deben bajar los niveles de F, debido a que los M se magnifican de manera considerable, en razón de la distancia que hay entre el CR del diente o grupo de dientes y el punto de aplicación de la F, que, en ortodoncia, siempre estará localizado en los brackets adheridos a las coronas de los dientes.

Sistemas de fuerza en ortodoncia

El torque (torsión del alambre rectangular)

Es una medida de la cantidad de torsión que se le da a un alambre cuadrado o rectangular. Éste produce un torque, una rotación, una cupla o un Mc en proporción al ángulo de torsión (figura 21-66).

El torque en ortodoncia

Es un sinónimo del M en física. La magnitud de la torsión de un alambre cuadrado o rectangular se describe, en forma errónea, en grados, ya que éste se debe presentar como la relación que hay entre el par de F producidas por la cupla o torsión del alambre rectangular en las ranuras y la distancia que hay entre ellas. La unidad de medida del M de torsión, que es la F por la distancia, se da en gf.mm o en N.mm (figuras 21-67 y 21-68).

Los diagramas de cuerpo libre

Para predecir cualquier movimiento inducido de los dientes se necesita conocer la posición que hay del CR del diente o grupo de dientes involucrados y el sistema de F que se aplica sobre ellos.

Este concepto se entiende mejor cuando se elabora un diagrama de cuerpo libre, en donde, a partir de una situación en equilibrio, es posible combinar las F que actúan en un diente o grupo de dientes y se pueden resolver sus componentes en diferentes direcciones, para conocer sus efectos. Por ejemplo, cuando se utiliza una F extraoral occipital o de tipo oblicuo ésta se puede descomponer en dos vías diferentes, una vertical y otra horizontal. La descomposición de F se hace con base en las reglas básicas de la trigonometría.

Todas las F aplicadas a los dientes se presentan en los tres planos del espacio: el sagital, el frontal y el oclusal, y en cada plano se deben expresar con relación a un sistema de coordenadas, de tal mane-

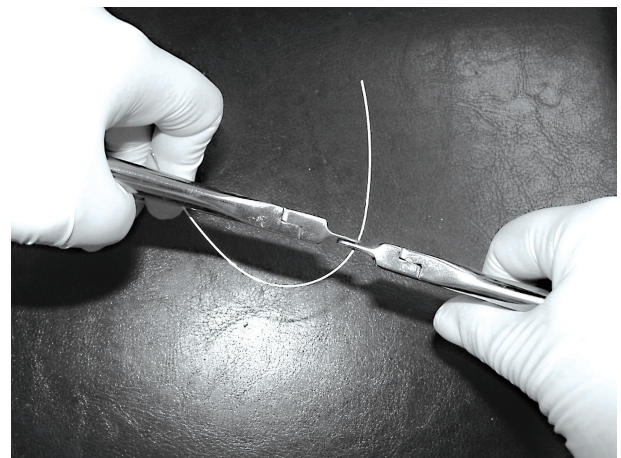


Figura 21-66. Torque individual en un alambre rectangular de acero inoxidable 0,017 x 0,025, con dos pinzas planas (número 142 ó 442).

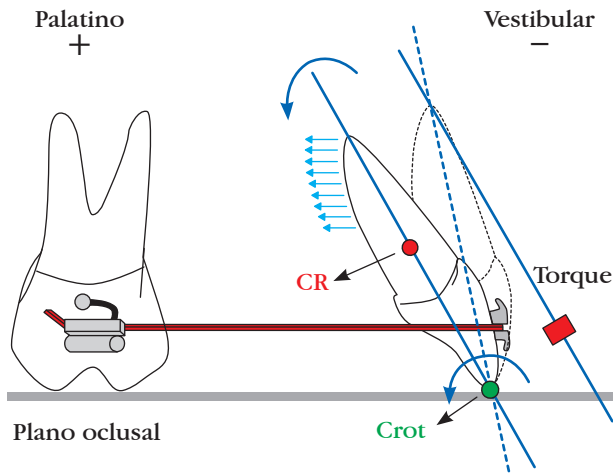


Figura 21-67. Movimiento de un incisivo con torque radicular palatino.

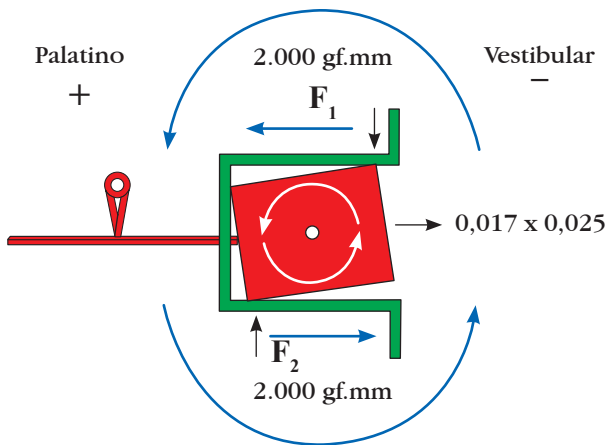


Figura 21-68. Acción mecánica de un alambre rectangular 0,017 x 0,025 con torque (cupla) en la ranura del bracket de un incisivo central maxilar.

ra que esto permita seleccionar los mejores diseños de los sistemas de F (figura 21-69).

El momento de la fuerza (MF)

Las F que se utilizan en ortodoncia se aplican directamente sobre las ranuras rectangulares de los brackets adheridos a las coronas de los dientes y no directamente en los CR, lo que produce una tendencia grande a la rotación (figura 21-70).

Los sistemas de fuerzas equivalentes

Un sistema de F equivalente le da la posibilidad, al ortodoncista, de mover los dientes mediante sistemas mecánicos sencillos, pero muy eficientes. En ortodoncia las F se aplican a las ranuras rectangulares de los brackets y no directamente en sus CR, lo que ocasiona un problema grande de rotación, sobre todo en los casos en donde hay la necesidad de hacer movimiento, en masa, de los segmentos

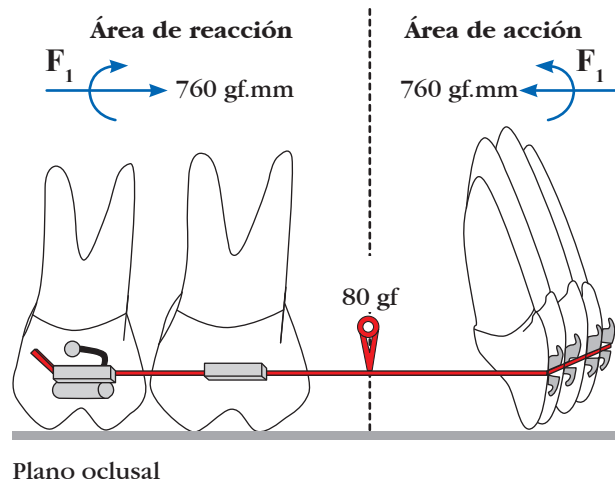


Figura 21-69. Ejemplo de un diagrama de cuerpo libre en ortodoncia.

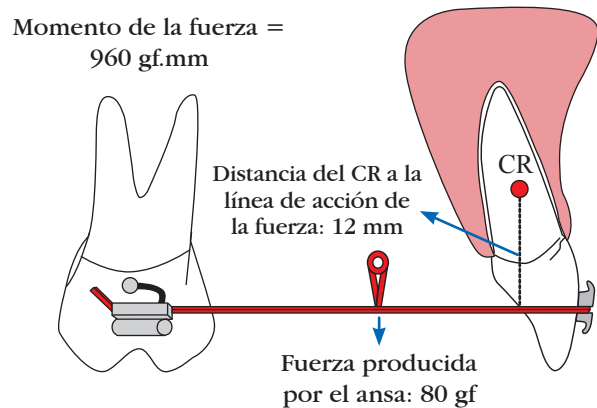


Figura 21-70. Características del momento producido por la fuerza con respecto al CR.

anteriores después de hacer extracciones de dientes permanentes (figura 21-70).

Un sistema de equivalencia permite reemplazar los sistemas de F que, en teoría, se deberían poner directamente en los CR de los dientes para trasladarlos y permitir aplicar la F, de manera excéntrica, en las ranuras de los brackets, con eficiencia y muy pocos problemas secundarios.

Sistemas equivalentes de fuerzas y momentos

Dos sistemas de F y M son equivalentes cuando:

- La suma de todas las F en la dirección X del sistema 1, es igual a la suma de todas las F en dirección X del sistema 2.

$$\sum fx1 = \sum fx2$$

- La suma de todas las F en la dirección Y del sistema 1 es igual a la suma de todas las F en la dirección Y del sistema 2.

$$\sum f_{y1} = \sum f_{y2}$$

- La suma de todas las F en la dirección Z del sistema 1 es igual a la suma de todas las F en la dirección Z del sistema 2.

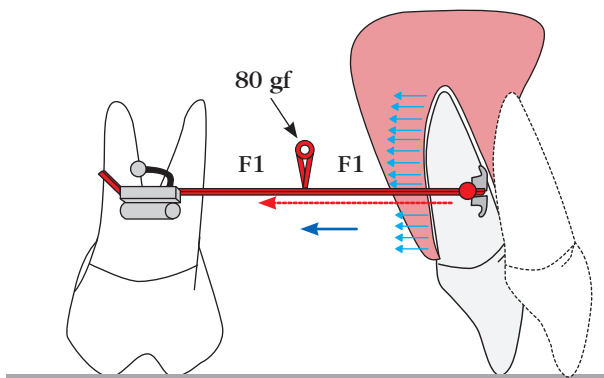
$$\sum f_{z1} = \sum f_{z2}$$

- La suma vectorial de todos los M del sistema 1 es igual a la suma vectorial de todos los M del sistema 2.

$$\sum \vec{M}_1 = \sum \vec{M}_2$$

En teoría, una F aplicada directamente en el CR de un diente o grupo de dientes produce un movimiento lineal y los traslada (modelo físico y matemático) (figura 21-71).

En la práctica el ortodoncista genera una cupla, torque o F par, mediante la torsión o torque de un alambre rectangular, de calibre grueso, metido de manera forzada, en la ranura de un bracket o grupo de brackets, que actuaría en dirección contraria a un segundo sistema de F producido por la activación de ansas para mover los dientes, pero que se produce sobre los brackets lejos de su CR y tiende a rotarlos. La contraposición y el Mc producido por la cupla o torque anula la tendencia a la rotación y deja actuar la F neta para producir traslación y movimiento en cuerpo (teórico). En otras palabras, el Mc debe contrarrestar el M_F y la sumatoria de los dos deberá ser igual a cero para producir un movimiento en cuerpo. Para producir otros movimientos diferentes de corona o de raíz se deberá aumentar o disminuir la proporción entre los dos (M_C/M_F).



Plano oclusal

Figura 21-71. Sistema mecánico teórico ideal, pero imposible, para aplicar fuerzas y mover los dientes en cuerpo en ortodoncia.

Para determinar un sistema de F equivalente dirigida al CR de un diente o grupo de dientes, se siguen los siguientes pasos:

- Se determina la magnitud de la F para el movimiento.
- La distancia que hay entre el CR y el punto de aplicación de la F, que es el bracket, genera un M_F o una tendencia a la rotación.
- Se aplica una cupla en la ranura del bracket, dando torsión o torque al alambre rectangular grueso, para generar un M_C igual al que produjo el M_F.
- Se resta el M_F del M_C y esto debe dar cero.

Ejemplo con un caso clínico

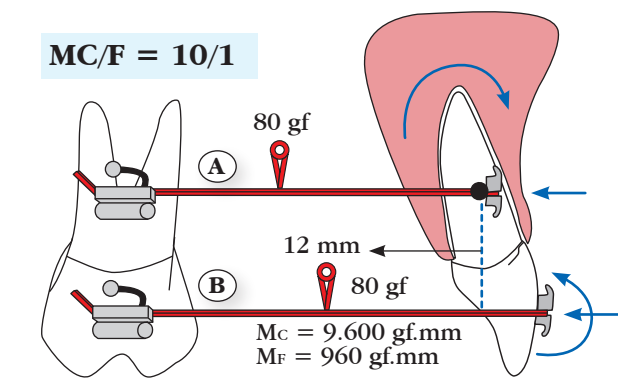
Si se aplica una F de 80 gf a los cuatro incisivos superiores maxilares para hacer una retracción en cuerpo, con un arco de alambre de 0,017 x 0,025 de TMA con dos ansas bilaterales y todos los brackets ubicados en las caras vestibulares en la parte media de las coronas clínicas, con una distancia de 12 mm al CR, la F que se requiere, en forma directa en el CR, es de 80 gf. El diseño del sistema equivalente es:

$$\text{Momento} = \text{Fuerza} \times \text{Distancia} \\ (M = F \times D)$$

$$\text{El } M_F \text{ sobre el bracket es igual a:} \\ 12 \text{ mm} \times 80 \text{ gf} = -960 \text{ gf.mm.}$$

Para producir un movimiento de retracción en cuerpo, la proporción M_C/F debe ser de 10/1. Si se conoce ya el M_F, que es de -960 gf.mm, debe haber un M_C que produzca un M positivo 10 veces mayor para que sólo quede la F neta producida por las ansas. (figuras 21-72 y 21-73):

$$M_C/F (10/1) = +9.600 \text{ gf.mm} / -960 \text{ gf.mm}$$



Plano oclusal

Figura 21-72. Sistema de fuerzas equivalente en ortodoncia. **A.** Ideal. **B.** Equivalente.

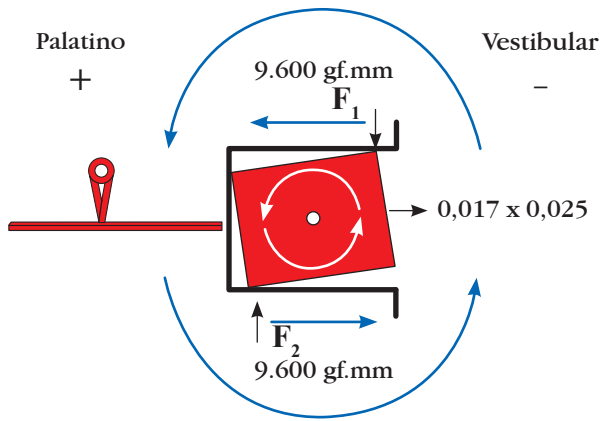


Figura 21-73. Sistema equivalente en ortodoncia. Momento de la cupla (MC).

La fuerza de fricción ($F_f = \mu \cdot N$)

Es la F tangencial que se produce en la superficie de contacto, entre dos cuerpos y que se opone al deslizamiento de uno de ellos sobre el otro. La F de fricción es proporcional a la fuerza N que tiende a mantener unidos los cuerpos y el coeficiente de proporcionalidad se denomina coeficiente de fricción (μ), y depende de la naturaleza de los cuerpos en contacto y de la textura de las superficies ($\mu < 1$) (figura 21-74). La fricción puede ser:

Fricción estática: es la F de fricción necesaria para mover un cuerpo respecto del otro cuando ambos

están en reposo. El coeficiente de fricción se denomina estático (μ_e).

Fricción dinámica: es la F de fricción necesaria para mantener en movimiento relativo los dos cuerpos en contacto el coeficiente de fricción se denomina dinámico (μ_d). El coeficiente de fricción dinámico es menor que el estático ($\mu_d < \mu_e$).

En ortodoncia se utilizan dos tipos de sistemas mecánicos para mover los dientes y cerrar los espacios:

- 1. Sistemas mecánicos sin fricción:** utilizan anclas de diferentes formas geométricas que se activan para producir el movimiento dental. Su uso es predecible y preciso (figura 21-75).
- 2. Sistemas mecánicos con fricción:** utilizan resortes metálicos y cadenas elásticas que producen el deslizamiento de los brackets y de los tubos sobre los alambres (figura 21-76).

La fuerza normal (N)

Es una F perpendicular a las superficies deslizantes que mantiene los cuerpos en contacto. Un ejemplo en ortodoncia es la F que ejercen las ligaduras metálicas al amarrar los alambres en contra de las ranuras de los brackets. Entre más apretadas estén, mayor será la F normal y proporcionalmente mayor será la F necesaria para deslizar los brackets sobre los alambres (figura 21-77).

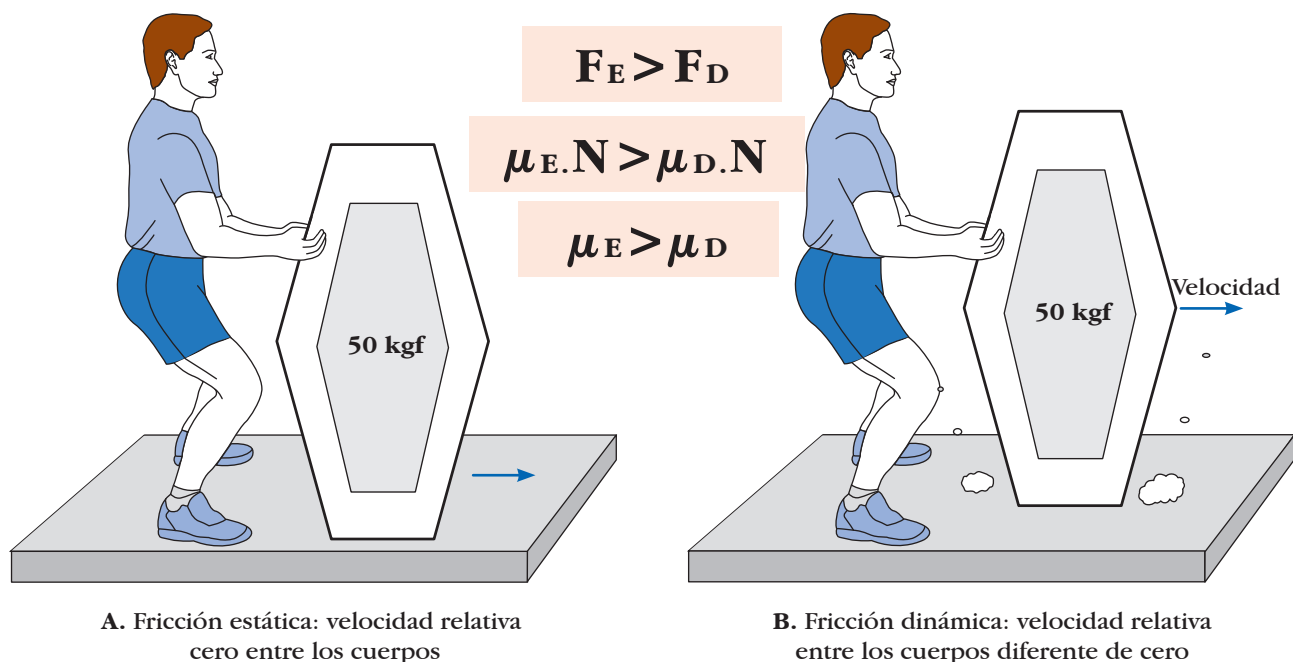
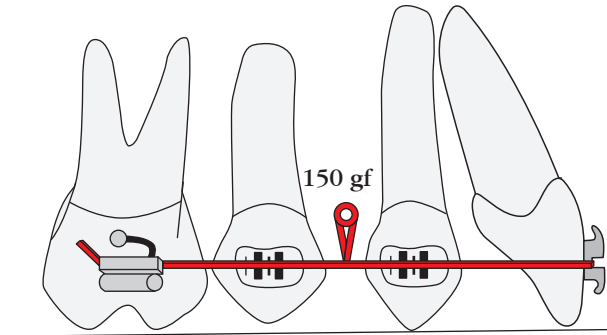


Figura 21-74. Tipos de fricción.



Plano oclusal

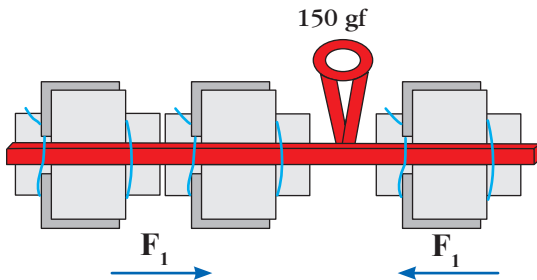
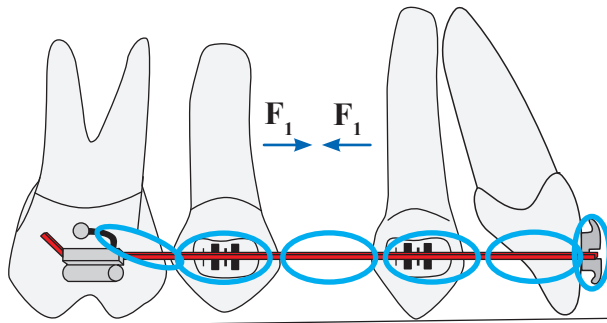


Figura 21-75. Sistemas mecánicos sin fricción en ortodoncia (con ansas).



Plano oclusal

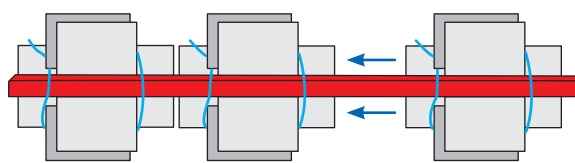
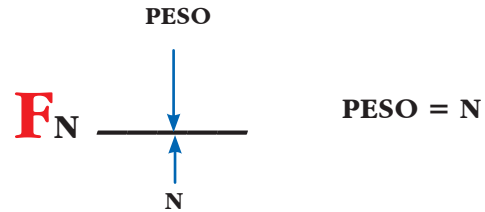


Figura 21-76. Sistemas mecánicos con fricción en ortodoncia.

Variables que afectan la fuerza de fricción:

- Los tipos de aleaciones en contacto de los brackets, alambres y ligaduras.
- Las rugosidades en las ranuras de los brackets y la superficie de los alambres.
- La forma de ligar los alambres contra las ranuras.



Es la fuerza normal se ejerce perpendicular al piso
El piso resiste y se opone al movimiento

Figura 21-77. Fuerza normal (N).

- El material de que están hechas las ligaduras. Metal, plástico o caucho.
- La confección de los arcos ideales con dobleces de primero, segundo y tercer orden.
- El ancho, la forma y el tipo de brackets.

Las aleaciones de los alambres y la fricción:

- Los alambres de titanio/molibdeno producen fricción alta (fenómeno de soldadura en frío).
- Los alambres de níquel/titanio producen fricción intermedia (son muy flexibles).
- Los alambres de acero inoxidable producen baja fricción.

Los brackets cerámicos y los plásticos generan una fricción más alta que los hechos de acero inoxidable, dado que sus superficies son más rugosas y porosas.

ALGUNOS MODELOS TEÓRICOS MATEMÁTICOS PARA EXPLICAR EL MOVIMIENTO DENTAL EN ORTODONCIA

El movimiento dental que propone la literatura en ortodoncia no es exacto sino aproximado. Es un modelo matemático, teórico y didáctico que sirve para explicar cómo se mueven los dientes por medio de los sistemas de F, ya que es imposible hacerlo en forma directa en los pacientes. Es un acercamiento útil para que el ortodoncista consiga mover los dientes en la dirección que desea.

Cada ortodoncista, consciente o no de lo que hace, durante el tratamiento (responsabilidad) aplica F y cuplas (torques), y hace ajustes en los aparatos fijos para hacer cambios en el LP. Es decir, el ortodoncista produce una relación consistente entre la F y la localización del área de esfuerzo/deformación para iniciar procesos de remodelación del hueso alveolar que hagan posible el movimiento de los dientes en una dirección específica. Esos cálculos sean correctos o no (conocimiento), influyen en el plan general e individual del tratamiento, y en el resultado final.

Algunos investigadores como Moyers, en 1933, Storey, en 1952 y Reitan, en 1957, explicaron de manera científica y con algún nivel de evidencia cómo trabajaban los aparatos fijos de ortodoncia y el uso de F leves y fuertes en el periodonto, los tejidos de soporte y el tipo de movimiento que producen en los dientes.

Las F que entregan los aparatos fijos, en algunas ocasiones, se pueden medir con instrumentos de precisión, en forma directa en la boca: en otros casos, se deberán predecir con cálculos matemáticos simples hechos por el ortodoncista, ya que no hay posibilidad de utilizar aparatos especiales para medir, en forma directa, la distribución de la F y el área de esfuerzo/deformación que produce en el LP.

Burstone, Baldwin y Lawless, en 1961, explicaron el funcionamiento de la curva carga/deflexión de las F que producen las ansas como mecanismo para cerrar espacios, ya no en forma empírica, sino utilizando como base los fundamentos de la mecánica. Si el esfuerzo o F por unidad de área se puede determinar, de manera precisa, en diferentes sitios del LP, hay posibilidad de correlacionar la aplicación del sistema de F en el diente o grupo de dientes y el tipo de movimiento que se producirá.

La cantidad de F o carga que entrega un ansa se puede medir con un dinamómetro, pero la respuesta de un diente o grupo de dientes sujetos a un sistema de F aplicadas en los brackets que están adheridos en las coronas y lejos del CR es más difícil y compleja de analizar (figura 21-78).

El modelo teórico de Burstone

Burstone, en 1962, presentó el primer modelo matemático teórico, hecho con base en la física newtoniana, de cómo los dientes se mueven por la acción de los sistemas de F y la representación esquemática del área de esfuerzo/deformación que producen en el LP.

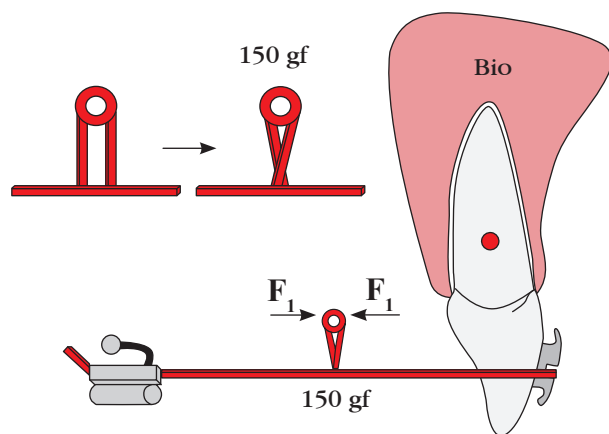


Figura 21-78. Fuerza o carga que entrega una ansa activada.

Este modelo se viene utilizando, con éxito, desde hace 46 años en ortodoncia con ligeros cambios, ya que desde el principio fue bien concebido y acertado. Clínicos, investigadores y docentes como Nikolai, Smith, Kusy, Tulloch, Hocevar, Mulligan, Fortin, Nanda, Isaacson, Lindauer, Siatkowski, Tanne, Koenig, Melsen, Thurow y Marcotte, entre muchos otros, lo han utilizado para explicar y enseñar el funcionamiento de sistemas mecánicos específicos, friccionales y sin fricción (figura 21-79).

Hocevar, en 1981, afirmó que los modelos matemáticos teóricos son útiles y didácticos y que ayudan al docente y al estudiante de ortodoncia a comprender, de manera más precisa, los aspectos físicos y mecánicos del movimiento dental, pero que, en algunas ocasiones, no sustituyen la experiencia y el ortodoncista los deberá verificar siempre con la clínica para hacer las correcciones que sean necesarias durante el tratamiento.

En el modelo teórico propuesto por Burstone se plantean dos problemas clínicos:

1. ¿Qué tipo de F es necesario para producir un Crot específico?
2. ¿Cuál es la F ideal para mover un diente o un grupo de dientes?

La solución de estos dos problemas requiere que el ortodoncista entienda, en forma clara y consistente, el modelo matemático teórico que explica cómo aplicar las F y los M en los dientes y, al mismo tiempo sin dejar de monitorear la respuesta de esfuerzo/deformación en el LP capaz de producir un movimiento específico.

Burstone propone, entonces, tres niveles de observación que se pueden utilizar para describir la respuesta de los dientes a los sistemas de F:

1. **El nivel clínico:** cantidad de movimiento, dolor, movilidad, pérdida de hueso alveolar y reabsorción radicular.

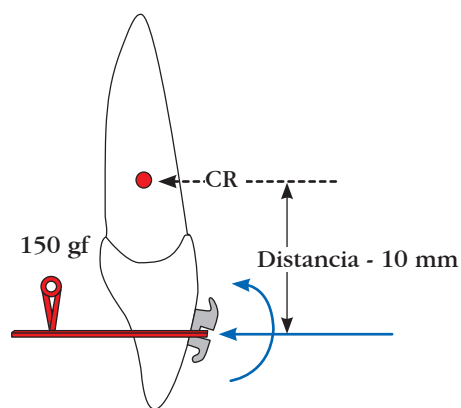


Figura 21-79. Modelo teórico de Burstone.

2. **El nivel celular:** cambios histológicos, dinámica ósea, cambios en tejidos conectivos y LP.
3. **El nivel de esfuerzo/deformación en el LP:** producido por la F. Es, posiblemente, el elemento del modelo teórico menos entendido pero el más importante para el ortodoncista. Este último explica los cambios en la distribución del área de esfuerzo/deformación en el periodonto después de aplicar una F ortodóncica.

En un estudio reciente, Cattaneo, Dalstra y Melsen, en 2008, utilizaron un modelo de elementos finitos en un canino y un premolar permanentes de la mandíbula de un cadáver en los que se analizaron diferentes proporciones de Mc/F , $Crot$ y niveles de F , que no confirmaron del todo la teoría clásica, ya que el LP no tuvo un comportamiento lineal, es decir, el área que muestra Burstone de esfuerzo/deformación no es tan localizada y geométrica, ya que las propiedades histológicas del ligamento, la viscoelasticidad, la calidad y altura del hueso alveolar, la morfología y longitud de las raíces y el sistema de F pueden variar. Por este motivo deben ser monitoreados, en forma continua, para confirmar que el diente o grupo de dientes se están moviendo en la dirección que el ortodoncista desea (figuras 21-80 a 21-82).

Localización del CR

Muchos estudios analíticos y experimentales se han hecho para tratar de determinar la ubicación del CR y $Crot$ de los dientes, con modelos teóricos matemáticos, físicos y de elementos finitos. Sin embargo, por esta vía, sólo se han obtenido resultados aproximados, ya que hay involucrados factores anatómicos e histológicos anexos y muy complejos (figuras 21-83 y 21-84).

El conocimiento de los principios de física y la biomecánica del movimiento dental es un factor esencial para que el ortodoncista ejecute un plan

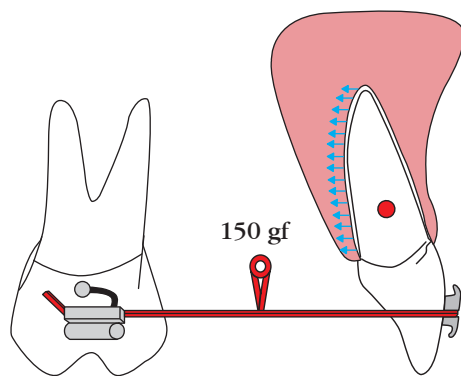


Figura 21-80. Figura en la que se observa el área de esfuerzo/deformación en el LP en un incisivo central maxilar producida por una fuerza de retracción.

de tratamiento general y mecánico individual. Si la localización del CR de un diente o grupo de dientes se conoce, en forma previa, una combinación correcta Mc/F se podrá aplicar en el bracket para obtener un $Crot$ específico; en otras palabras, para controlar el movimiento.

En el pasado el CR se ha medido con diversas técnicas, sin embargo, el problema mayor que enfrentan los análisis es que son estáticos y a cada minuto se mueven los dientes, la geometría cambia y también cambia, en forma dramática, la acción del sistema de F empleado y la proporción Mc/F .

El CR es un punto análogo al centro de masa que no se encuentra libre en el espacio sino restringido por el hueso alveolar y debe estar localizado, idealmente, en algún punto del eje axial del diente. La discrepancia entre un CR teórico y un CR experimental se explica por el hecho de que la fórmula de Burstone se desarrolló en un modelo de dos dimensiones que asume que el LP presenta un comportamiento lineal y simétrico como respuesta a la F (figura 21-85).

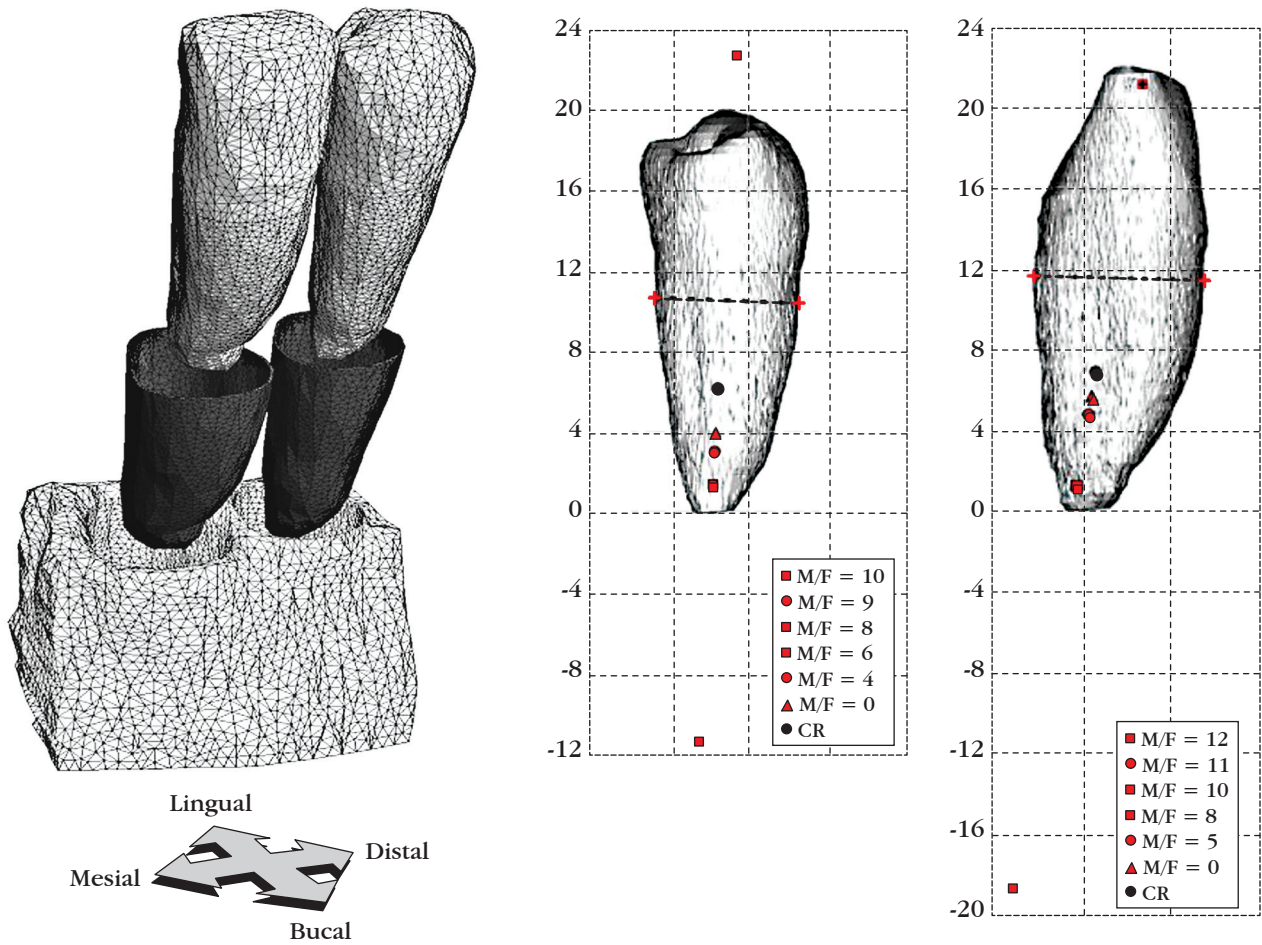
En este modelo se determinó que la ubicación del CR de un diente con una raíz de forma parabólica está ubicada en el 40% de la longitud de la raíz, medida entre la cresta alveolar y el ápice. Vanden, Dermout, Sachdeva y Burstone, en 1986 y 1987, lo ubicaron cerca de este punto en los dientes anteriores en casos de intrusión y de retracción en masa. Con base en estas hipótesis el $Crot$ se podría calcular con la fórmula Mc/F (figuras 21-86 y 21-87).

El modelo del Crot

Christiansen y Burstone, 1969, determinaron un $Crot$ experimental al aplicar F diferentes en un incisivo central maxilar. Ellos confirmaron que el $Crot$ está directamente relacionado con la proporción Mc/F , pero que parece ubicarse más hacia apical que en el modelo de Burstone.

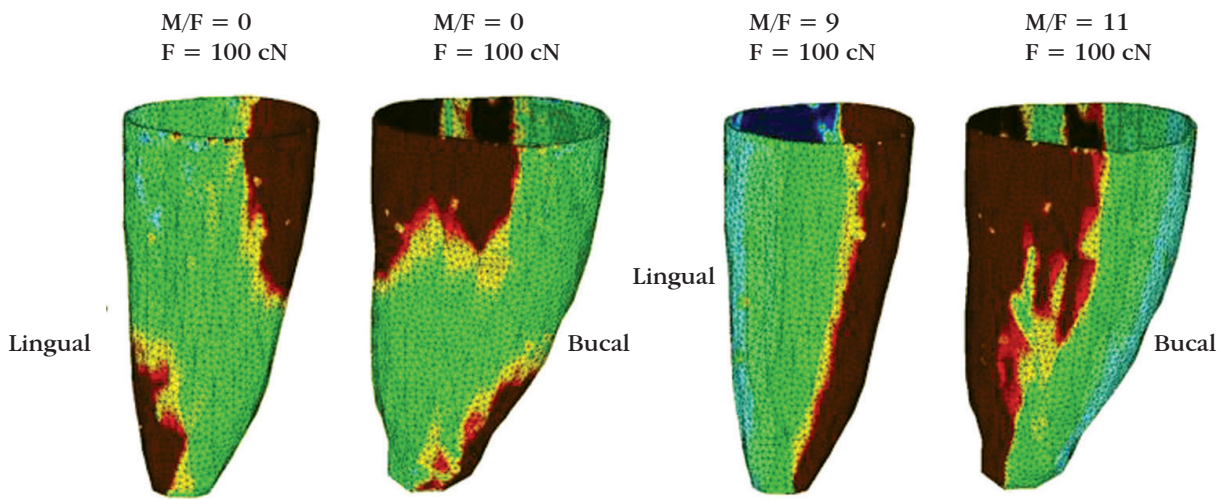
Hurd, Marcotte y Nikolai, en 1976, hallaron los $Crot$ en movimientos verticales y transversales y Burstone y Pryputniewicz, en 1980, lo hicieron por medio de holografía. Otras investigaciones de Nikolai, en 1985 y Melsen, en 2001, confirmaron estos últimos resultados.

Para tratar de resolver el problema de la ubicación del $Crot$, Burstone y Pryputniewicz, en 1981, y Pedersen, Gjessing y Andersen, en 1991, utilizaron cadáveres, con la limitante de que las propiedades mecánicas del LP son sustancialmente diferentes cuando se utilizan cráneos secos y se tienen que usar siliconas para sustituir los tejidos perdidos. Aún así, ellos aclaran que los resultados deben estar supeditados a interpretación, ya que no son lo suficientemente precisos. Aunque es imposible actualmente, sería ideal hacer las mediciones en sujetos vivos para que los resultados fueran más exactos y consistentes.



Tomado y modificado de: Cattaneo, Dalstra y Melsen. AJODO mayo de 2008

Figura 21-81. Área de esfuerzo/deformación en el LP de un canino y un premolar producida por la fuerza en un estudio de elementos finitos.



Tomado y modificado de: Cattaneo, Dalstra y Melsen. AJODO mayo de 2008

Figura 21-82. Área de esfuerzo/deformación en el LP de un canino producida por la fuerza en un estudio de elementos finitos.

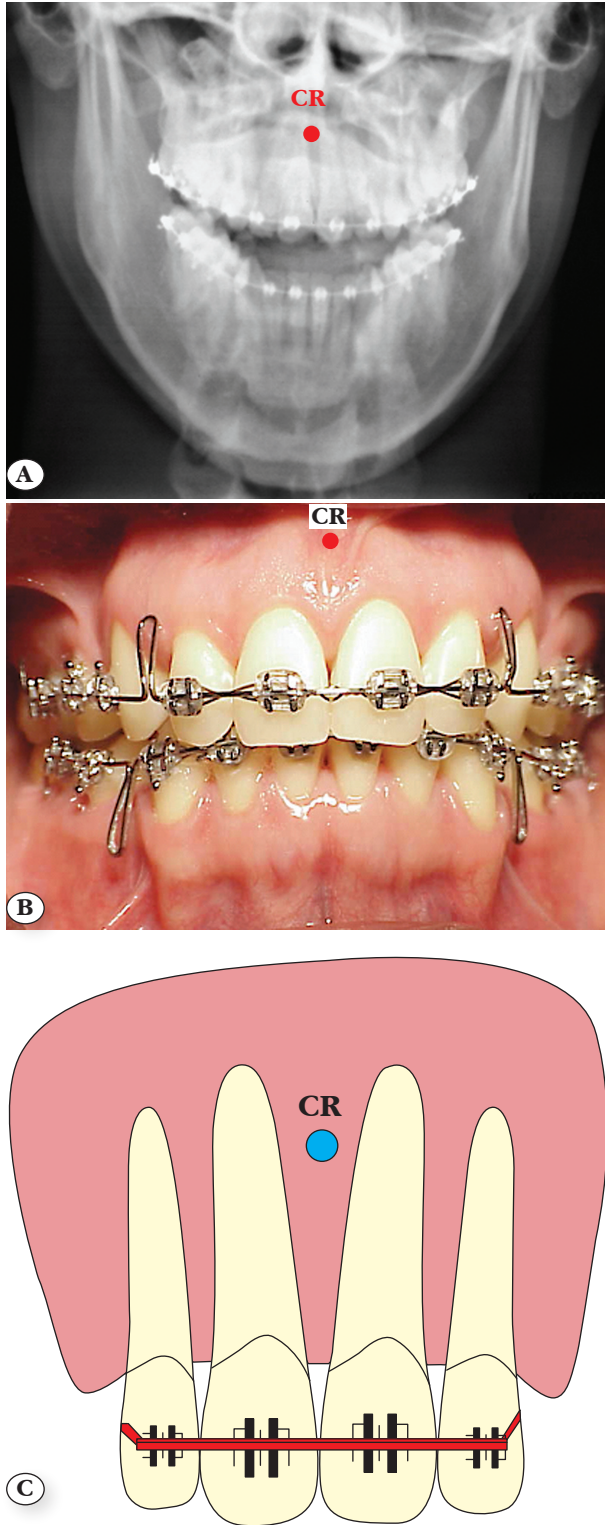


Figura 21-83. Radiografía posteroanterior y dibujo en el que se observa la ubicación del CR de un grupo de dientes, según Burstone.

Si un MC puro (una cupla, F par o torque) se pone en cualquier punto del eje axial del diente modelo, aparecerá un Crot con mayor o menor distancia con respecto al CR. Estas dos variables se trabajan asumiendo que:

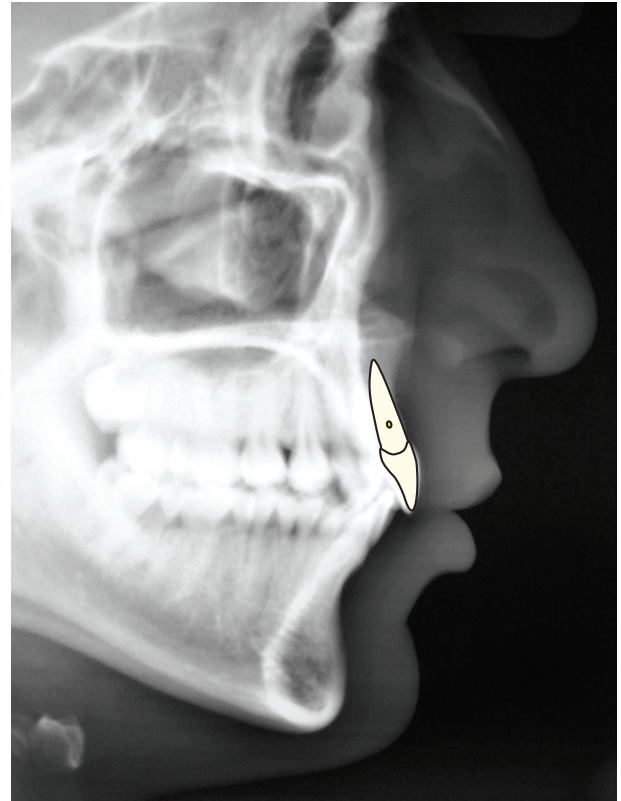


Figura 21-84. Radiografía lateral del cráneo y dibujo en el que se observa la ubicación del CR. Según el estudio de Burstone.

- El LP, idealmente, es una entidad dimensional que tiene 2 mm de espesor en todos los lados.
- Que sigue el contorno en forma de parábola de toda la raíz.
- Que la distribución de la F en el LP es uniforme.

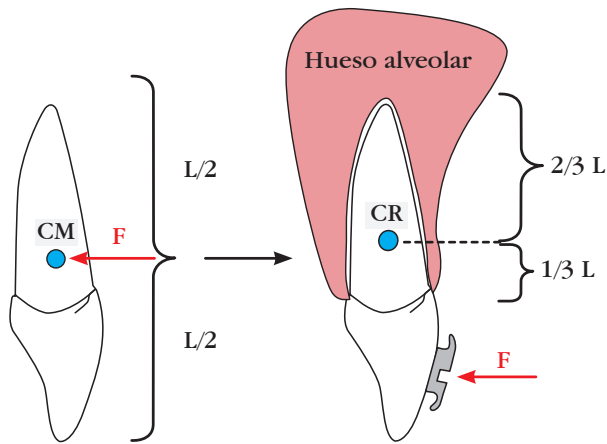


Figura 21-85. Comparación entre la ubicación del centro de masa y el CR de un incisivo maxilar.

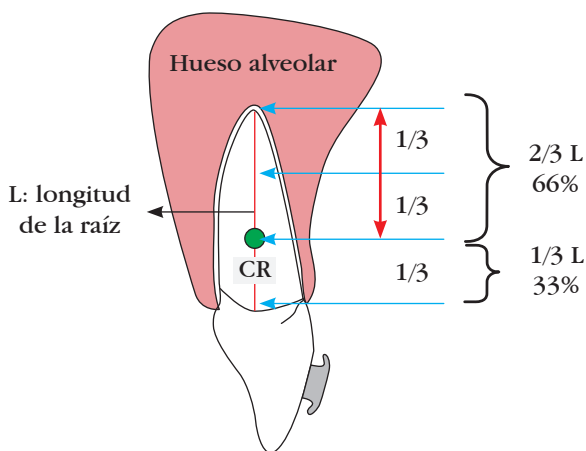


Figura 21-86. Modelo de Burstone en el que ubica el CR en un incisivo central maxilar.

$$\frac{\text{Momento}}{\text{Fuerza}} = \frac{0,068 \times h_2}{y}$$

Figura 21-87. Fórmula Mc/F de Burstone (h_2 es la longitud de la raíz - y es la distancia entre el CR y el Crot).

- Que el área de esfuerzo/deformación se comporta en forma lineal y simétrica en todo el LP.

Hay dos modelos teóricos matemáticos que tratan de explicar el movimiento dental en ortodoncia desde el punto de vista de la física newtoniana. Estos sistemas de F equivalentes se han considerado en dos formas diferentes:

1. **Con respecto al bracket:** en donde parece que las leyes de la física se detienen para explicar fenómenos físicos que son altamente variables y cambiantes. Se producen inconsistencias mecánicas difíciles de explicar (modelo poco útil) (figura 21-88).

2. **Con respecto al CR del diente:** Kusy y Tulloch, en 1986, explicaron que los problemas del sistema de F con respecto al bracket se pueden explicar más racionalmente y mejor cuando se utiliza este modelo, ya que todos los problemas mecánicos se pueden abordar.

Este último es el modelo más exacto y consistente desde el punto de vista de la física y el más utilizado en ortodoncia, ya que explica, de mejor manera, cómo funcionan, en forma conjunta, la proporción Mc/F, los sistemas equivalentes y en qué lugar a lo largo del eje axial del diente se ubica el Crot, para hacer el movimiento en la dirección deseada por el ortodoncista (figura 21-89).

Proporción Mc/F y tipo de movimiento

Con el propósito de simplificar el ejercicio matemático y físico, ya que la realidad es mucho más

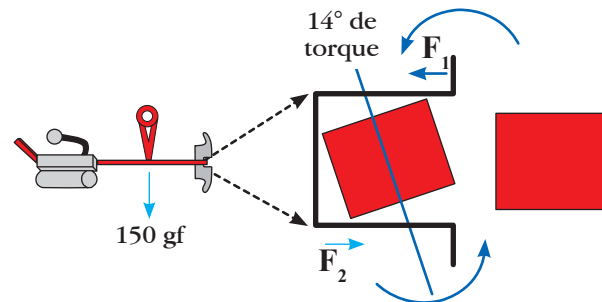


Figura 21-88. Análisis del sistema de fuerzas con respecto al bracket.

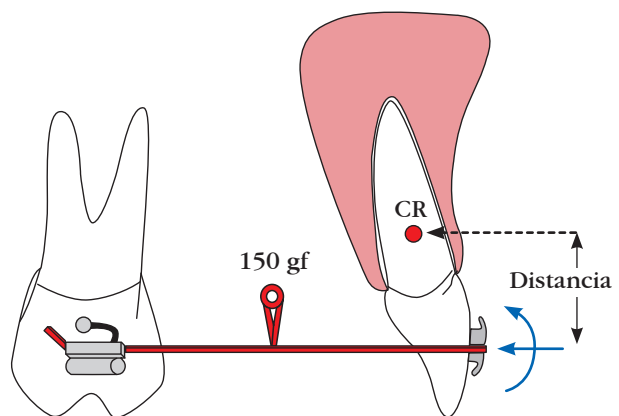


Figura 21-89. Análisis del sistema de fuerzas con respecto al CR de un diente modelo.

compleja y difícil, el modelo explica, mediante una representación bidimensional y utilizando un incisivo central maxilar en un sólo plano del espacio, la localización teórica de los Crot.

Burstone y Smith, en 1984, aclararon que, en este modelo, el CR reemplaza el centro de masa y que el movimiento del diente o grupo de dientes se describe en términos de rotación relativa a este punto. Además, dicen que éste es un método muy didáctico y adecuado para tratar de ubicar el Crot con respecto al eje axial del diente o grupo de dientes, cuando se hacen movimientos en masa. Lo explican tratando de evaluar la distribución del área de esfuerzo/deformación que produce la F en el LP y que puede:

1. **Variar en forma uniforme para movimientos de traslación pura:** cuando un diente se traslada o se mueve en cuerpo (movimiento teórico) hay una distribución uniforme de la F en el LP y se dice, entonces, que el Crot, con respecto al CR, está en el infinito o simplemente no existe. Este caso se puede esquematizar al mostrar en el modelo que una F simple pasa directamente por el CR del incisivo (figura 21-90).
2. **Variar en forma no uniforme para movimientos de rotación pura:** si se postula teóricamente que en el modelo hay una relación lineal entre el área de esfuerzo/deformación en el LP es matemáticamente posible predecir, con precisión, que tipos de sistemas de F son necesarios para obtener varios Crot y ubicarlos a lo largo del eje axial del diente o grupo de dientes para determinar el tipo de movimiento (figura 21-91).
3. **Otros Crot:** la traslación pura y la rotación pura se pueden considerar como los dos tipos de

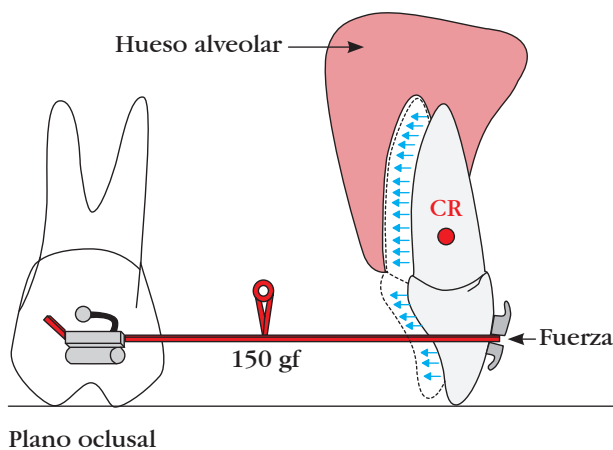


Figura 21-90. Movimiento, en cuerpo, de un diente modelo (teórico).

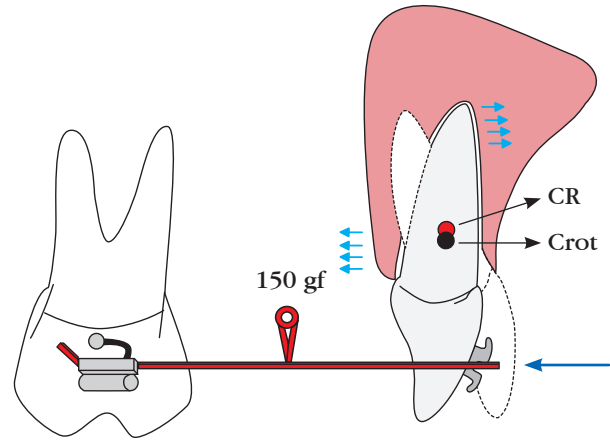


Figura 21-91. Movimiento de rotación pura de un diente modelo.

desplazamiento dental básicos. Los otros movimientos con sus respectivos Crot son una combinación de traslación y rotación. Estos cálculos matemáticos serán cercanos a la realidad en la medida en que el diente y el LP real difieran poco del modelo teórico idealizado.

Componentes del sistema de fuerzas

Fuerza neta (F_N): es la suma de todas las F. El resultado final del modelo de Burstone será el efecto de la F_N en el CR (figuras 21-92 y 21-93).

Momento neto (M_N): es la suma de todos los M. El resultado final del modelo de Burstone será el efecto del M_N en el CR (figura 21-94, 21-95 y 21-96).

Como es prácticamente imposible poner una F simple, en forma directa, en contra del CR de un diente o grupo de dientes, ya que el hueso alveolar y los tejidos blandos lo impiden, el sistema de F se debe poner en los brackets adheridos a las coronas de los dientes, y este sistema debe ser equivalente al sistema de F y de M puestos directamente en el CR.

Los dos sistemas de F deben ser equivalentes; la suma de todas (F_x , F_y y F_z) y de M debe ser iguales a cero para estar en equilibrio. Un sistema de F equivalentes que actúa en un bracket producirá gran variabilidad en la proporción M_C/F .

Smith y Burstone, en 1984, establecen que el equilibrio en ortodoncia significa que la sumatoria de F o F_N y la sumatoria de M o M_N aplicados en el bracket con respecto al CR del diente debe ser igual a cero, es decir, el MC debe anular el MF dejando el sistema de F en equilibrio (figura 21-97).

A partir de este equilibrio debe quedar sólo la F_N producida por el ansa, resorte o cadena elastomérica, si es un sistema fraccional, para mover el diente, el que se desequilibrará variando la proporción M_N/F_N en:

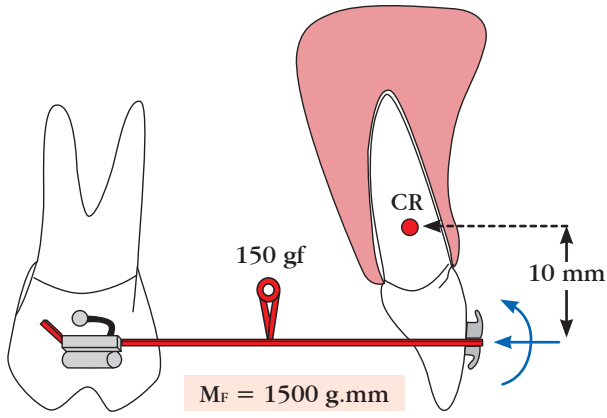


Figura 21-92. Momento de una fuerza.

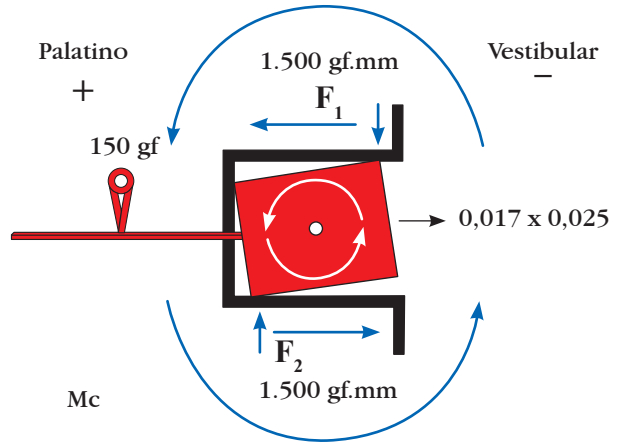
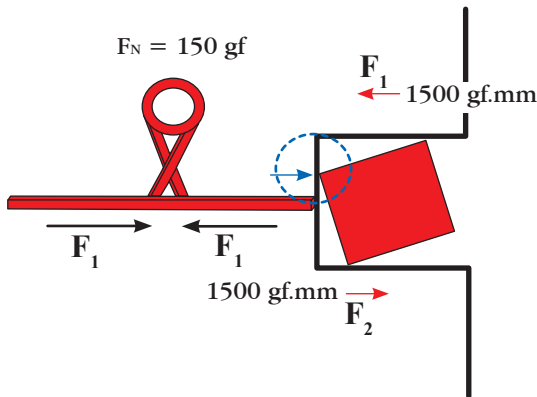
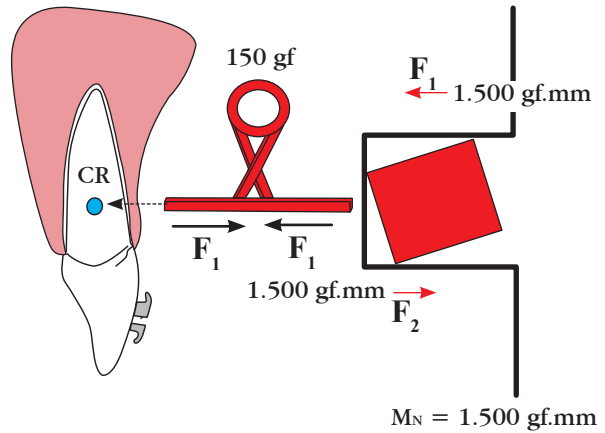


Figura 21-95. Fuerza par o cupla en la ranura de un bracket (10/1).



Finalmente quedan los 150 gf para mover el diente.

Figura 21-93. Fuerza neta o final para mover el diente.



Finalmente queda la F neta (150 gf) para mover el diente

Figura 21-96. Momento neto con respecto al CR del diente modelo (10/1).

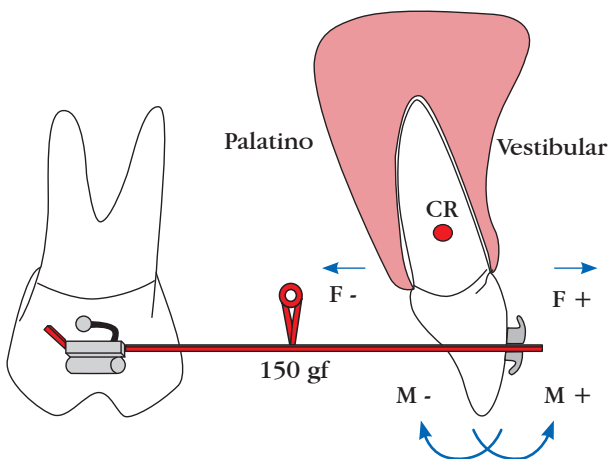
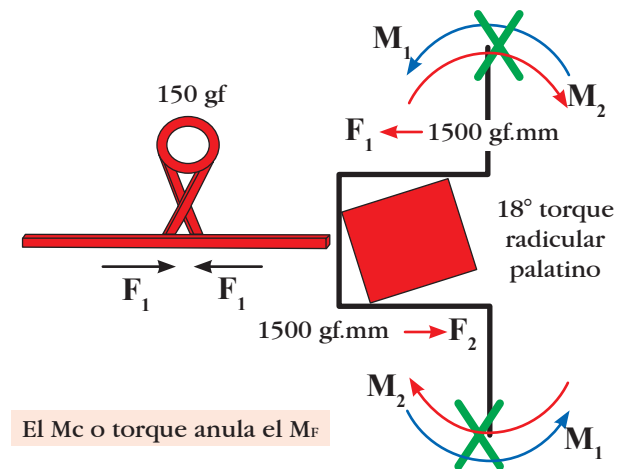


Figura 21-94. Momento de rotación a favor (-) y en contra (+) de las manecillas del reloj del diente modelo.



El Mc o torque anula el MF

Figura 21-97. Diagrama de cuerpo libre en el que se observa equilibrio de fuerzas y momentos.

- **Inclinación no controlada de corona,**
 $M_C/F = 0/1$ (figuras 21-98 a 21-101)
- **Inclinación controlada de corona,**
 $M_C/F = 7/1$ (figuras 21-102 a 21-105)
 - **Movimiento en cuerpo,**
 $M_C/F = 10/1$ teórico (figuras 21-106 a 21-109)
 - **Movimiento radicular o de torque,**
 $M_C/F = 12/1$ (figuras 21-110 a 21-113)

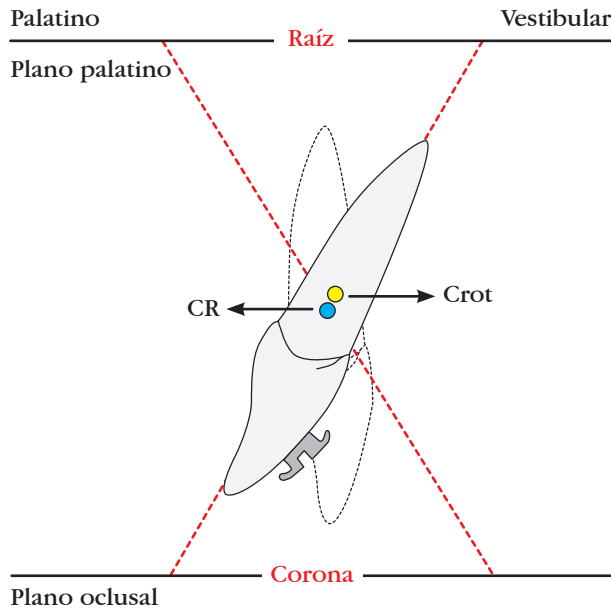
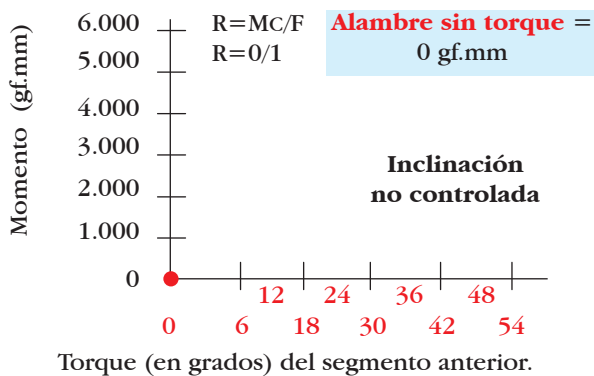


Figura 21-98. Esquema en el que se observa una inclinación no controlada de un incisivo.

Relación entre torque y momento para mover los dientes.
Alambre rectangular 0,018 x 0,025 en ranura 0,018 x 0,025



Tomado y modificado de: Nikolai. Bioengineering Analysis of Orthodontic Mechanics. 1985.

Figura 21-99. Correlación del momento (gf.mm) o cantidad de torque (grados) necesarios para hacer un movimiento no controlado de corona.

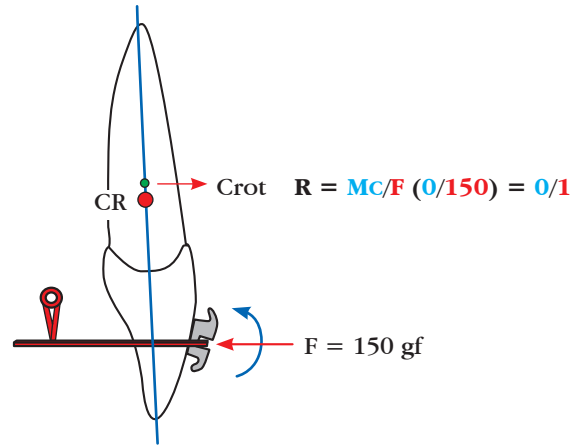


Figura 21-100. Esquema en el que se observa la ubicación del Crot con respecto al CR en una inclinación no controlada de un incisivo.

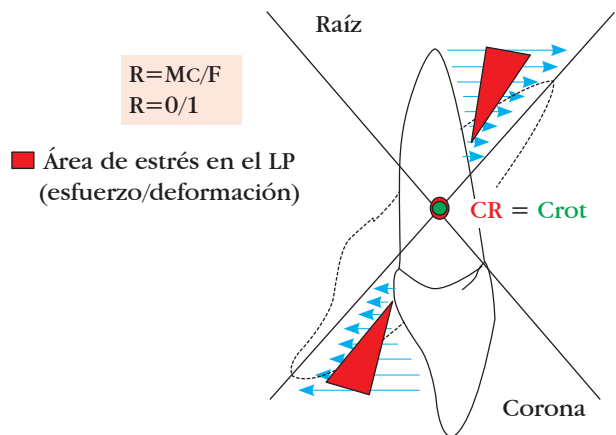


Figura 21-101. Esquema en el que se observa el área de esfuerzo/deformación en el hueso alveolar producida por la fuerza en una inclinación no controlada de un incisivo.

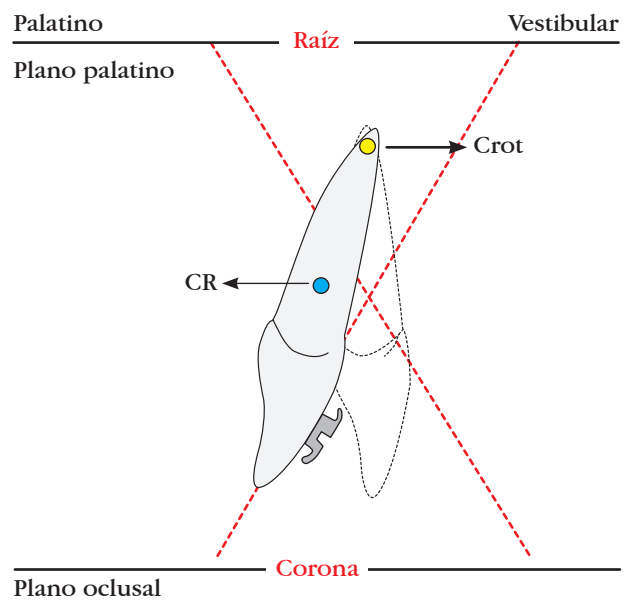
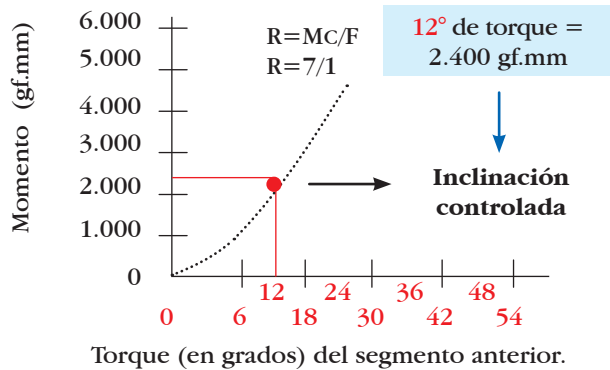


Figura 21-102. Esquema en el que se observa una inclinación controlada de un incisivo.

Relación entre torque y momento para mover los dientes alambre rectangular 0,018 x 0,025 en ranura 0,018 x 0,025



Tomado y modificado de: Nikolai. Bioengineering Analysis of Orthodontic Mechanics. 1985.

Figura 21-103. Correlación del momento (gf.mm) o cantidad de torque (grados) necesarios para hacer un movimiento controlado de corona.

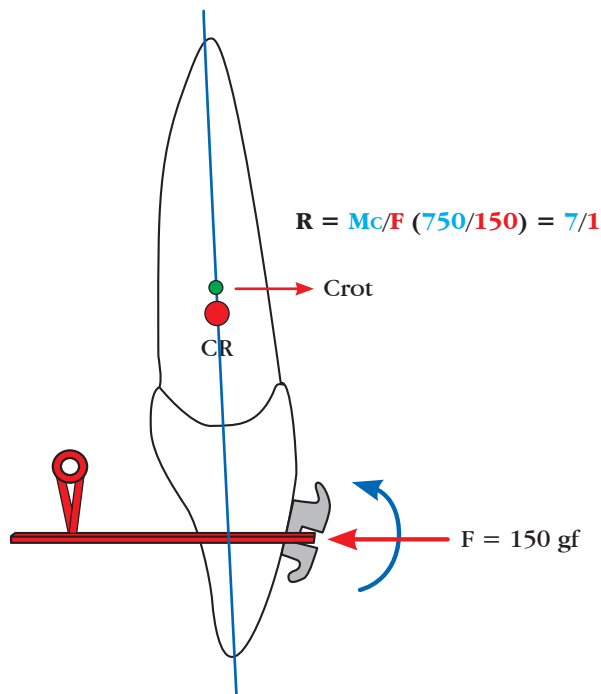


Figura 21-104. Esquema en el que se observa la ubicación del Crot con respecto al CR en una inclinación controlada de un incisivo.

Proporción Mc/F y CR

Nikolai, en 1985, sugirió que si se aplica una F lingual simple dirigida en contra del CR del incisivo modelo y si un MC o torque, se pone en la dirección de las manecillas del reloj (-), el Crot se moverá hacia el CR del diente.

Si la magnitud del torque es pequeña, con respecto a la F en el CR, el Crot se ubicará en alguna parte del tercio apical y se producirá una inclina-

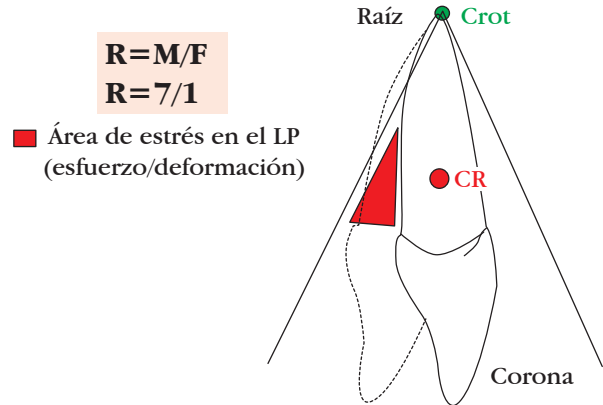


Figura 21-105. Esquema en el que se observa el área de esfuerzo/deformación en el hueso alveolar producida por la fuerza y el torque en una inclinación controlada de un incisivo.

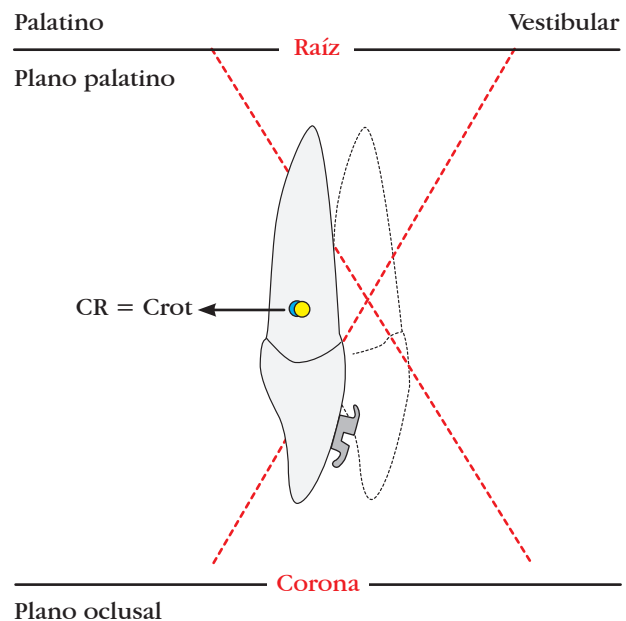
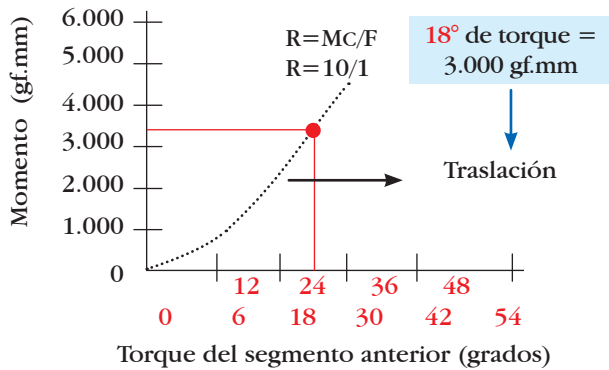


Figura 21-106. Esquema en el que se observa un movimiento en cuerpo o de traslación (teórico) de un incisivo.

ción controlada de la corona del incisivo con una raíz estacionaria y poca rotación hacia la tabla vestibular. En la medida en que la magnitud del torque se incrementa, el Crot se irá trasladando a lo largo del eje axial del diente, hasta coincidir con el CR para traslación y más abajo en algún sitio de la corona para movimiento radicular (figura 21-114).

Cattaneo, Dalstra y Melsen, en 2008, haciendo un análisis de elementos finitos, confirmaron que hay que tener en cuenta que los valores de la combinación Mc/F de 12/1, 10/1, 7/1 y 0/1 no se pueden asumir como absolutos y exactos, ya que el modelo de movimiento es teórico y el LP no responde en forma lineal y simétrica en las áreas de esfuerzo/de-

Relación entre torque y momento para mover los dientes alambre rectangular 0,018 x 0,025 en ranura 0,018 x 0,025



Tomado y modificado de: Nikolai. Bioengineering Analysis of Orthodontic Mechanics. 1985.

Figura 21-107. Correlación del momento (gf.mm) o cantidad de torque (grados) necesarios para hacer un movimiento de traslación (teórico).

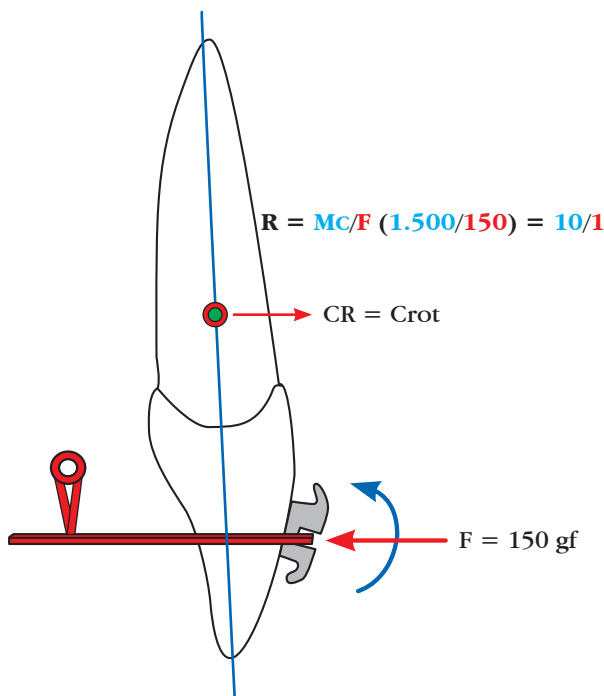


Figura 21-108. Esquema en el que se observa la ubicación del Crot con respecto al CR en un movimiento en cuerpo o de traslación (teórico) de un incisivo.

formación, tiene diferente espesor y no siempre hay 10 mm desde el punto de aplicación de la F en el bracket y el CR, como lo presenta Burstone inicialmente en su modelo.

En los casos en los cuales los dientes son muy largos o hay pérdida vertical del hueso alveolar el ortodoncista tendrá que hacer la corrección necesaria en la clínica de la fórmula $M = F \times D$, ya que, en

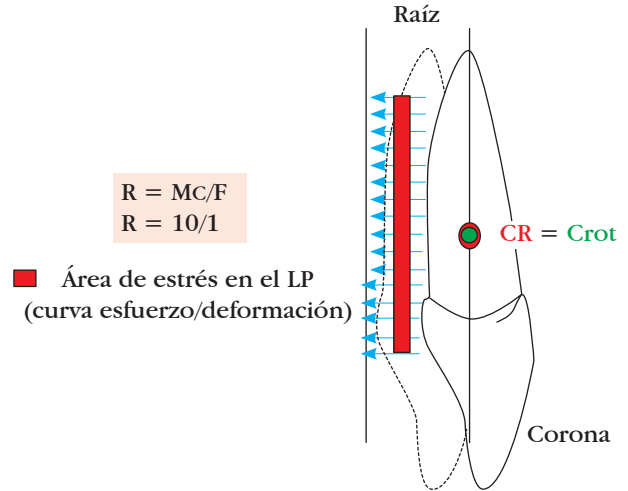


Figura 21-109. Esquema en el que se observa el área de esfuerzo/deformación en el hueso alveolar producida por la fuerza y el torque en un movimiento en cuerpo o de traslación (teórico) de un incisivo.

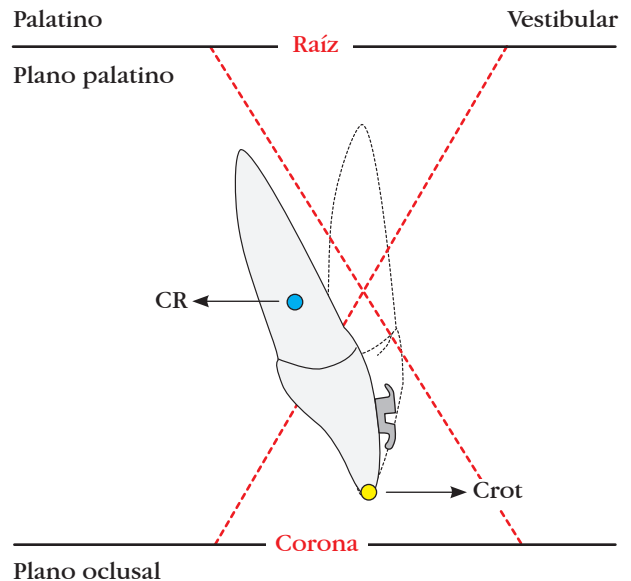
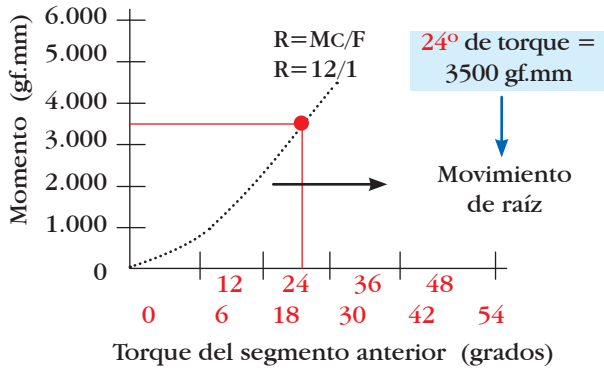


Figura 21-110. Esquema en el que se observa un torque radicular palatino en un incisivo maxilar.

algunos casos, deberá disminuir la F a expensas de aumentar dramáticamente el Mc (figura 21-115).

Isacson, Lindauer y Davidovitch, en 1993, explican que la proporción MC/F cambia dramáticamente cuando el sistema de F se comienza a desactivar. Por ejemplo, si el ortodoncista está haciendo una retracción en masa del segmento anterior, el modelo teórico matemático dice que se necesita una relación de 10/1; o sea el Mc debe ser 10 veces la F, en donde la F de las ansas, el resorte o la cadena elástica (150 g) que es el denominador, inicialmente, moverá las coronas hacia lingual. Y luego

Relación entre torque y momento para mover los dientes alambre rectangular 0.018 x 0.025 en ranura 0.018 x 0.025



Tomado y modificado de: Nikolai. Bioengineering Analysis of Orthodontic Mechanics. 1985.

Figura 21-111. Correlación del momento (gf.mm) o cantidad de torque (grados) necesarios para hacer un movimiento radicular.

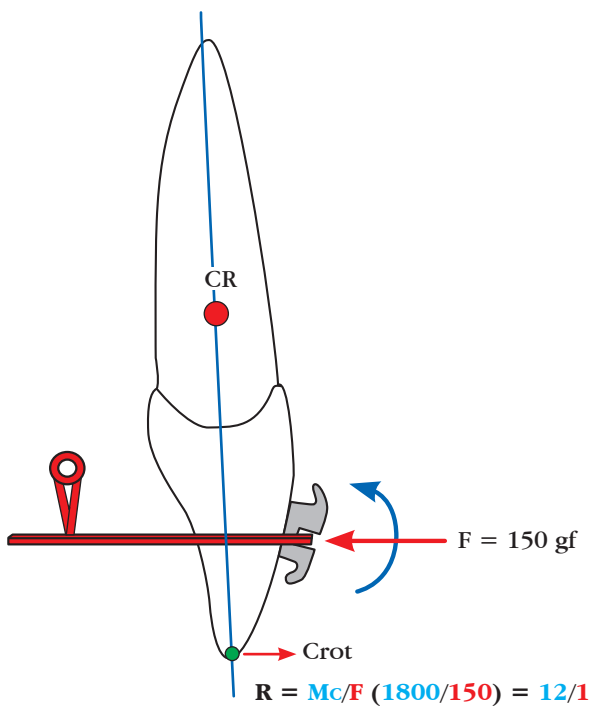


Figura 21-112. Esquema en el que se observa la ubicación del Crot con respecto al CR en torque radicular de un incisivo.

el Mc (1.500 gf.mm) que es el numerador, moverá las raíces hacia palatino y comenzará a disminuir en forma dramática.

Por este motivo, el movimiento en cuerpo del segmento anterior es un concepto teórico y meramente didáctico para explicar que éste se produce por una serie continua de desactivación del torque radicular

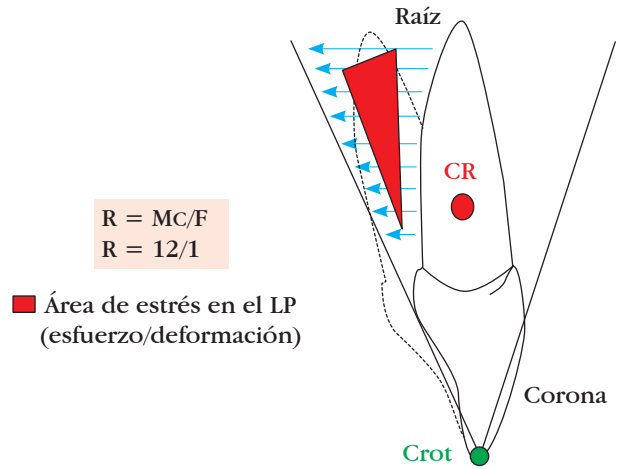


Figura 21-113. Esquema en el que se observa el área de esfuerzo/deformación en el hueso alveolar producida por el torque palatino en una raíz de un incisivo.

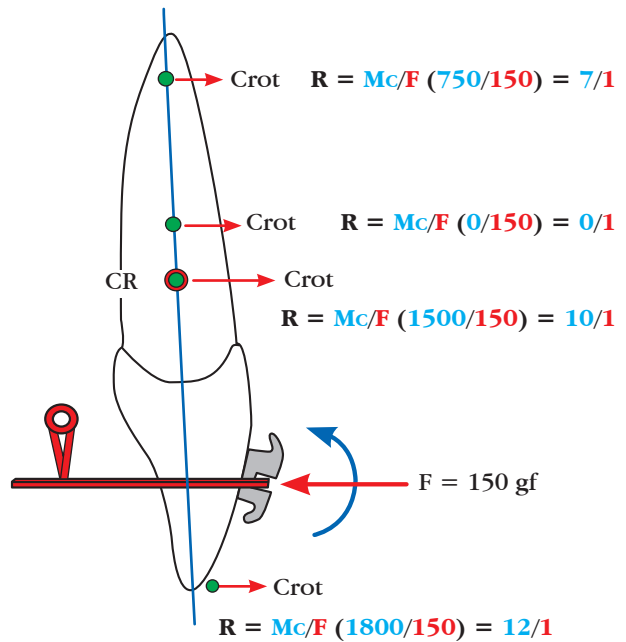


Figura 21-114. Ubicación de diferentes Crot a lo largo del eje axial de un incisivo central maxilar. (Según estudios de Burnstone).

y la F, producidos por el sistema equivalente con respecto al CR del diente y no pasa, en forma exacta, como lo explica el modelo y la gráfica que muestra Burstone de esfuerzo/deformación en el LP.

En muchos casos la carga/deflexión de la F que actúa sobre la corona y el Mc o torque del alambre pueden ser muy diferentes. Por ejemplo, si la F producida por las ansas se disipa más rápido que el torque del alambre la localización del Crot cambiará dramáticamente de lugar desde el comienzo de la

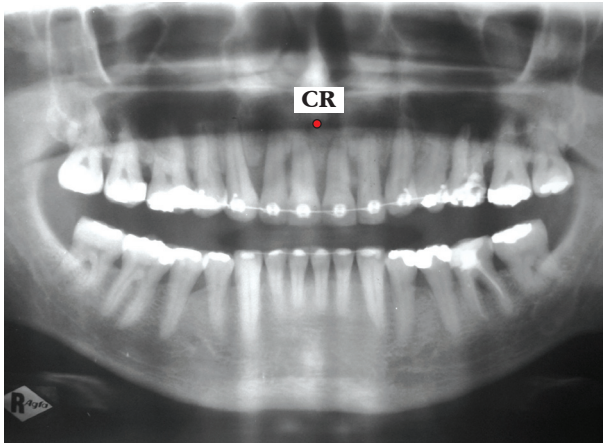


Figura 21-115. Radiografía panorámica en la que se observa una pérdida ósea vertical severa y el cambio en la ubicación del CR del segmento anterior maxilar.

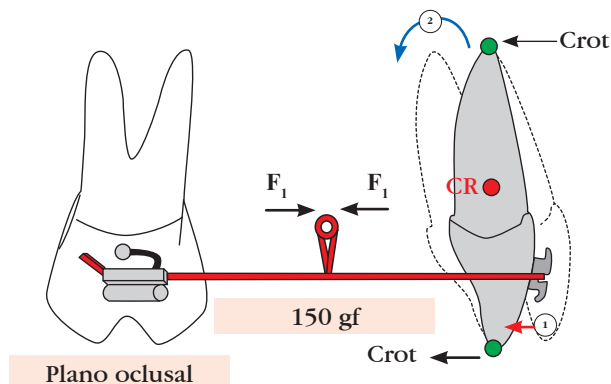
activación y hasta el final de la desactivación. Será al contrario si se disipa primero el torque que la F.

Esto quiere decir, en la clínica, que la traslación es una seguidilla de movimientos de torque y F o de F y torque sucesivos. Ante esta realidad física el ortodoncista tendrá que decidir, al poner el arco de cierre, cual de los dos eventos físicos trabaja primero:

1. Activar las ansas (150 gf) para que actúe primero la F. Para mover las coronas hacia lingual y esperar después el trabajo del MC o del torque, en su camino de desactivación, para mover la raíz hacia palatino (figura 21-116).

Secuencia de eventos mecánicos

- Ciento cincuenta gramos.F producidos por la activación de las ansas hasta que queden inactivas y luego el trabajo del MC:



Movimiento en cuerpo (teórico)

1. La fuerza mueve la corona hacia distal $F_N = (150 \text{ gf})$
2. El torque mueve la raíz hacia palatino $M_N = 12/1 (1.800 \text{ gf.mm})$

Figura 21-116. Esquema en el que se observa el movimiento de la corona hacia lingual, ya que actúa primero la F que el MC o torque.

- 10/0 – 1.500 gf.mm, ya sin los 150 g de la F del ansa.
 - 8/0 – 1.200 gf.mm, ya sin los 150 gf de la F del ansa.
 - 6/0 – 900 gf.mm, ya sin los 150 gf de la F del ansa.
 - 4/0 – 600 gf.mm, ya sin los 150 gf de la F del ansa.
 - 2/0 – 300 gf.mm, ya sin los 150 gf de la F del ansa.
 - 0/0 se acaba el MC o torque del alambre.
2. No activar inicialmente las ansas para que actué primero el MC o las preactivaciones alfa y beta.

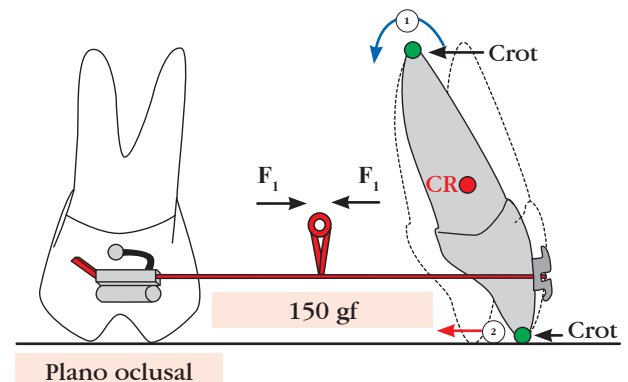
Secuencia de eventos mecánicos

- Se deja trabajar inicialmente la preactivación, el MC o el torque para mover las raíces hacia palatino y luego, cuatro semanas después, activarlas para que la F mueva las coronas hacia lingual (figura 21-117):

- 10/0 - 1.500 gf.mm sin los 150 gf de la F del ansa.
- 8/0 - 1.200 gf.mm sin los 150 gf de la F del ansa.
- 6/0 - 900 gf.mm sin los 150 gf de la F del ansa.
- 4/0 - 600 gf.mm sin los 150 gf de la F del ansa.
- 2/0 - 300 gf.mm sin los 150 gf de la F del ansa.
- 0/0 se acaba el MC o torque del alambre.
- Se activan las ansas 150 gf.

Las técnicas con fricción

Burstone y Koenig, en 1988, y Siatkowsky, en 1994, estudiaron el deslizamiento con dobleces en "V" desarrollados por Mulligan en los años 70, y explicaron que con pequeños cambios en la proporción



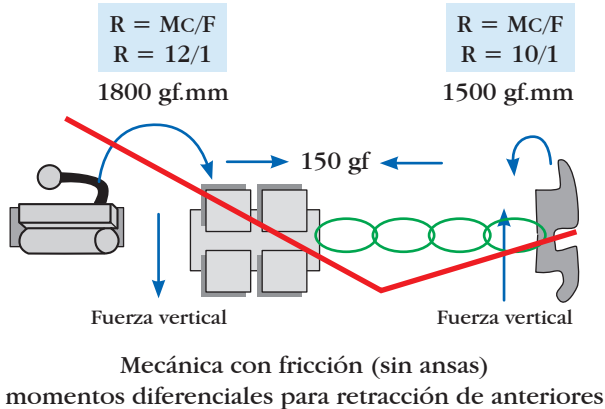
Movimiento en cuerpo (teórico)

1. El torque mueve la raíz hacia palatino $M_N = 12/1 (1.800 \text{ gf.mm})$
2. La fuerza mueve la corona hacia distal $F_N = (150 \text{ gf})$

Figura 21-117. Esquema en el que se observa el movimiento de la raíz hacia lingual, ya que actúa primero el MC o torque que la F.

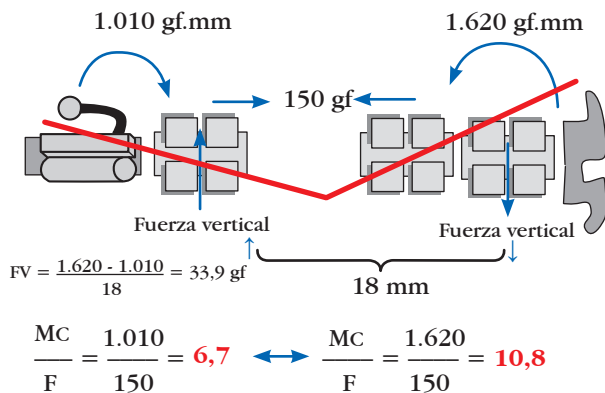
MC/F cambia, dramáticamente, la localización del Crot. El mismo Siatkowski, en 1996, publicó unas tablas en las que se puede ver la combinación MC/F que se necesita para hacer la retracción, en cuerpo, de un segmento anterior, dependiendo de la distancia que hay desde el bracket al CR (figuras 21-118 a 21-122 y tablas 21-4 a 21-6).

En las técnicas con fricción trabaja primero la F y después el MC o torque. Por lo general, utilizan elastómeros para producir la F necesaria para mover los dientes. Las investigaciones de Sonis, van



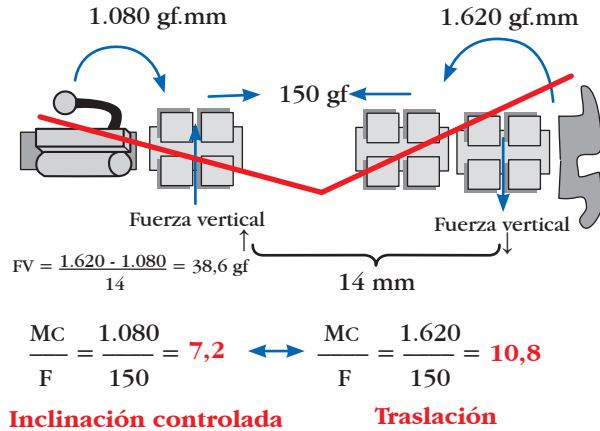
Tomado y modificado de: Siatkowski. The Dental Clinics of North America. 1996.

Figura 21-118. Diagrama de cuerpo libre de mecánica con fricción (sin ansas) en el que se observa un doblez en "v" que produce una relación Mc/F diferencial en zona anterior y posterior.



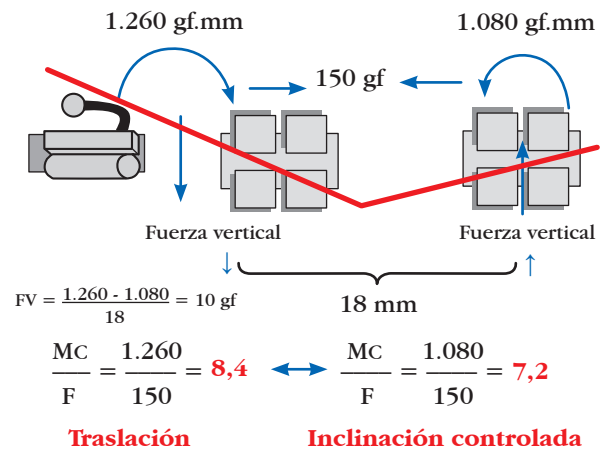
Tomado y modificado de: Siatkowski. The Dental Clinics of North America. 1996.

Figura 21-119. Diagrama de cuerpo libre de mecánica con fricción (sin ansas) en el que se observa un doblez en "v" que produce una relación Mc/F diferencial en zona anterior y posterior para hacer una retracción, en masa, del segmento anterior.



Tomado y modificado de: Siatkowski. The Dental Clinics of North America. 1996.

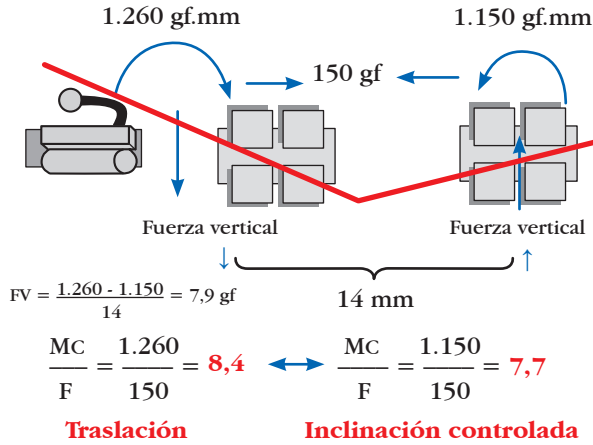
Figura 21-120. Diagrama de cuerpo libre de mecánica con fricción (sin ansas) en el que se observa un doblez en "v" que produce una relación Mc/F diferencial en zona anterior y posterior para hacer una retracción, en masa, del segmento anterior.



Tomado y modificado de Siatkowski. The Dental Clinics of North America. 1996.

Figura 21-121. Diagrama de cuerpo libre de mecánica con fricción (sin ansas) en el que se observa un doblez en "v" que produce una relación Mc/F diferencial en zona anterior y posterior para hacer una retracción, en masa, de los segmentos posteriores.

der Plas y Gianelly, en 1986, concluyeron que las cadenas elásticas pierden el 75% de la F en las primeras 72 horas de uso. Sonis, en 1994, comparó los resortes de níquel/titanio y las cadenas elásticas, demostrando que en los primeros la constancia de la F fue un factor fundamental en mantener la curva carga/deflexión y, por tanto, en mover los dientes de manera eficiente sin alterar mucho la proporción MC/F. Su buen funcionamiento depende de la cantidad de torque presente en los brackets y, sobre



Tomado y modificado de: Siatkowski. The Dental Clinics of North America. 1996.

Figura 21-122. Diagrama de cuerpo libre de mecánica con fricción (sin ansas) en el que se observa un doblez en "v" que produce una relación MC/F diferencial en zona anterior y posterior para hacer una protracción, en masa, de los segmentos posteriores.

Tabla 21-4. Proporción MC/F para traslación individual de los dientes maxilares.

Maxilar	Milímetros	
	Distancia CR al bracket	MC/F para traslación
1	9,6	8,2
2	8,8	7,7
3	9,7	9,4
4	8,6	8,6
5	8,6	8,6
6	8,5	8,4
7	7,6	7,6

Tomado y modificado de: Siatkowski. The Dental Clinics of North America. 1996.

Tabla 21-5. Proporción MC/F para traslación individual de los dientes mandibulares.

Mandibular	Milímetros	
	Distancia CR al bracket	MC/F para traslación
1	8,0	7,6
2	8,9	8,4
3	10,3	10,2
4	8,6	8,6
5	8,6	8,6
6	8,5	8,4
7	7,6	7,1

Tomado y modificado de: Siatkowski. The Dental Clinics of North America. 1996.

todo, de los dobleces adicionales de preactivación (alfa y beta), en forma de "V" y en techo de rancho (gables bend), que se hagan, inicialmente, en los alambres.

Las técnicas sin fricción

Las técnicas con ansas explican, de mejor manera, cómo la F y su curva carga/deflexión afectan el área de esfuerzo/deformación en el LP, ya que entregan una relación de MC/F más consistente desde el punto de vista físico (figuras 21-123 a 21-128).

Conclusiones

Con la explicación del modelo matemático bidimensional teórico desarrollado por Burstone, en 1962, y aplicado por otros muchos investigadores, se ha explorado la posibilidad de aplicar conceptos mecánicos teóricos en la clínica que tienen fundamento en la física newtoniana.

Aunque hay problemas logísticos al tratar de explicar y describir fenómenos biológicos empleando modelos teóricos matemáticos basados en simplificaciones de la estructura del hueso alveolar, el LP (tridimensionalidad, simetría y viscoelasticidad) y los tejidos blandos, que son estructuras altamente variables y cambiantes, es necesario que el ortodoncista, con conocimiento y buena formación en áreas básicas, pondere permanentemente sus aplicaciones mecánicas con los resultados con los cuales busca resolver los problemas que en forma continua le plantea la clínica y utilice de manera racional y adecuada los sistemas de F disponibles en ortodoncia con cierto margen de precisión.

Para que se entienda bien el modelo matemático teórico del movimiento dental en ortodoncia y sus conceptos básicos, cualquier Crot se puede producir al combinar una F simple que pase por el CR del diente y un MC, F par o torque si se utiliza la combinación adecuada MC/F.

La posición del Crot depende de la proporción MC/F que se aplica en el diente. No son valores absolutos, sino que tienen algunas pequeñas diferencias.

La proporción MC/F es muy crítica, ya que pequeñas variaciones de las condiciones mecánicas cambian dramáticamente la localización del Crot en el eje axial del diente y, por consiguiente, el tipo de movimiento que el clínico desea, ya que alteran la distribución de la F y el área de esfuerzo/deformación en el LP.

El movimiento, entonces, se puede describir, en términos generales, en varias direcciones y con respecto a la ubicación del Crot en el eje axial del diente modelo que en el caso más simple, en particular, es un incisivo central maxilar.

1. Movimiento no controlado: Crot y el CR ubicados cerca.

Tabla 21-6. Proporción MC/F para traslación de grupos de dientes.

Maxilar	MC/F para traslación		Maxilar
	Anteriores	Posteriores	
2/1 - 1/2 3/2/1 - 1/2/3	MC/F para traslación 8,4	8,0 8,6 / 8,6 8,5 / 8,2	6/5/3 - 3/5/6 7/6/5 - 5/6/7
Mandíbula	MC/F para traslación		Mandíbula
	Anteriores	Posteriores	
2/1 - 1/2 3/2/1 - 1/2/3	8,0 8,4	9,0 / 9,1 8,6 / 8,2	6/5/3 - 3/5/6 3/2/1 - 1/2/3

Tomado y modificado de: Siatkowski. The Dental Clinics of North America. 1996.

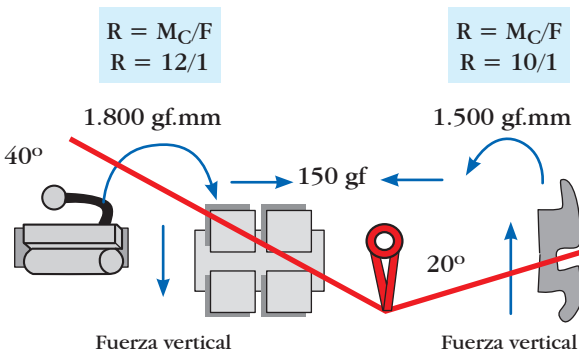


Figura 21-123. Diagrama de cuerpo libre de mecánica sin fricción (con ansas) en el que se observa una preactivación que produce una relación MC/F diferencial en zona anterior y posterior para hacer una retracción, en masa, de los dientes anteriores.

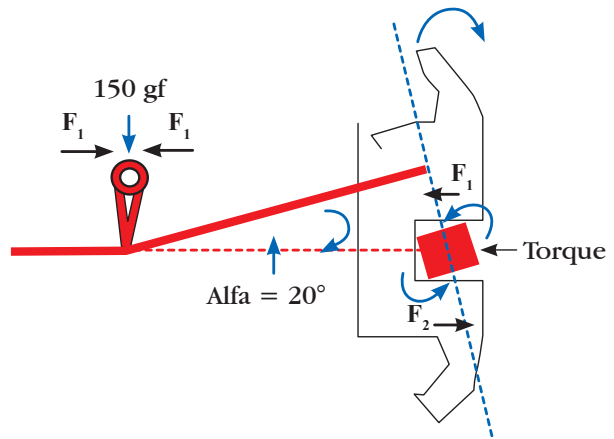


Figura 21-125. Diagrama de cuerpo libre de mecánica sin fricción (con ansas) en el que se observa una preactivación que produce una relación MC/F diferencial en zona anterior para hacer una retracción, en masa, de los dientes anteriores.

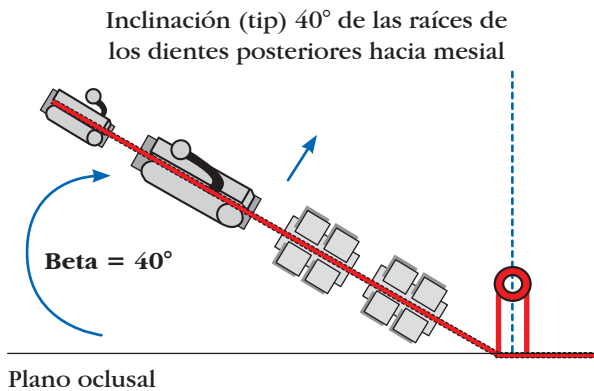


Figura 21-124. Diagrama de cuerpo libre de mecánica sin fricción (con ansas) en el que se observa una preactivación que produce una relación MC/F diferencial en zona posterior para hacer una retracción, en masa, de los dientes anteriores.

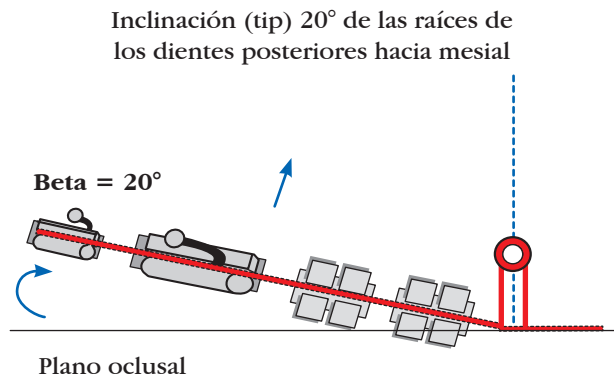


Figura 21-126. Diagrama de cuerpo libre de mecánica sin fricción (con ansas) en el que se observa una preactivación que produce una relación MC/F diferencial en la zona posterior para hacer una protracción, en cuerpo, de los dientes posteriores.

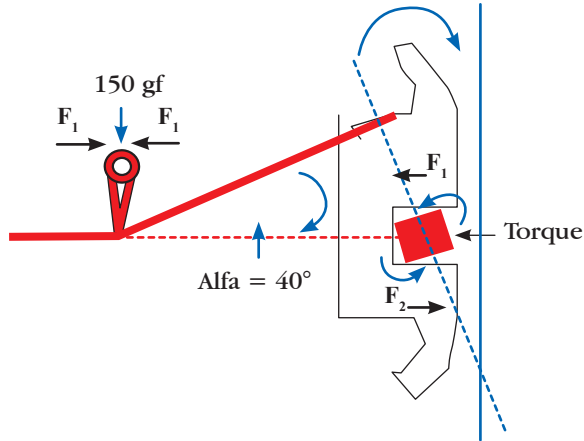


Figura 21-127. Diagrama de cuerpo libre de mecánica sin fricción (con ansas) en el que se observa una preactivación que produce una relación MC/F diferencial en la zona anterior para hacer una protracción, en cuerpo, de los dientes posteriores.

2. **Inclinación controlada de corona:** Crot cerca de apical.
3. **Movimiento en cuerpo o de traslación:** Crot en el infinito (este movimiento es teórico e imposible de obtener clínicamente).
4. **Movimiento radicular:** Crot cerca del borde incisal.

LECTURAS RECOMENDADAS

1. **Ferdinand P. Beer y Russell Johnston.** Mecánica vectorial para ingenieros. Estática. Tomo 1. Tercera edición. McGraw-Hill, Bogotá. 1979.
2. **Uribe G, Pardo M.** Separata Rincón de la biomecánica: Recopilación 2002 - 2007. Revista Punto de Contacto. Sociedad Colombiana de Ortodoncia. Septiembre de 2007.
3. **Camargo L, García S, Peláez A, García C. y Oberti G.** Fricción durante la retracción de caninos en ortodoncia: revisión de la literatura. CES, Odontología 2007; 20: 57-63.
4. **Uribe G, Pardo M.** El rincón de la biomecánica: Concepto y aplicación de M de torsión o torque en ortodoncia - Entendiendo y aplicando el torque diferencial. Sociedad Colombiana de Ortodoncia SCO. Revista Punto de Contacto 2002; 7(1).
5. **Uribe G, Pardo M.** El rincón de la biomecánica: Mecánica y movimiento dental. Parte 1. Aplicación en ortodoncia de las leyes fundamentales de la mecánica Newtoniana. Sociedad Colombiana de Ortodoncia SCO. Revista Punto de Contacto. 2002; 7 (2).
6. **Uribe G, Pardo M.** El rincón de la biomecánica: Mecánica y movimiento dental. Parte 2. Apli-

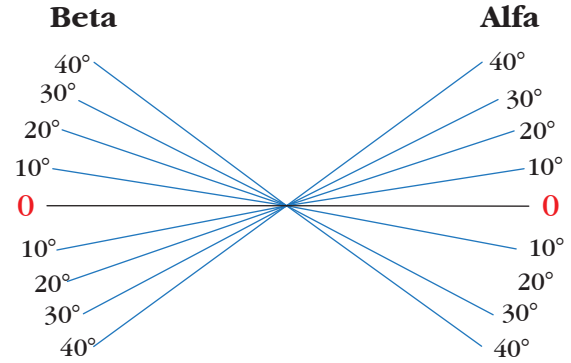


Figura 21-128. Sistema GAUR para medir los dobles de preactivación (alfa y beta) en los alambres. Mecánicas con y sin fricción.

- cación en ortodoncia de los conceptos de física simple. Sociedad Colombiana de Ortodoncia SCO. Revista Punto de Contacto 2003; 8 (2).
7. **Cattaneo Paolo, Michel Dalstra and Birte Melsen.** Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: A finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimens. AJODO 2008; 133: 681 - 689.
 8. **Brain P, Lostus, Jon Artun.** Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket arch wire combination. AJO 1999: 336-345.
 9. **Moyers R.** The periodontal response to various tooth movement. AJO 1933; 36: 572-580.
 10. **Storey E and Smith R.** Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Aust J Dent 1952; 56: 291-304.
 11. **Reitan K.** Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. AJO 1957; 43: 32-45.
 12. **Hocevar R.** Orthodontic force systems. AJO 1982: 277-291.
 13. **Hocevar R.** Why edgewise?. AJODO 1981; 237-255.
 14. **Hocevar R.** Understanding, planning, and managing tooth movement. AJO 1981: 457-477.
 15. **Kusy, Robert P, Tulloch. JFC.** Analysis of moment/force ratios in the mechanics of tooth movement. AJO 1986: 127-131.
 16. **Matsui S.** Center of Resistance of Anterior Segment. AJO 2000: 118: 171-178.
 17. **Mulligan T.** Common Sense Mechanics - Part 1. JCO 1979: 588-594.
 18. **Nikolai R.** Frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. AJO 1980: 593-609.
 19. **Nikolai R.** Rigid-body kinematics and single-tooth displacements. AJO 1996: 88-92.

20. **Nikolai R.** Bioengineering Analysis of Orthodontic Mechanics. Lea & Febiger. 1985.
21. **Nikolai R.** On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. *AJO* 1975: 290-302.
22. **Marcotte M.** Prediction of orthodontic tooth movement. *AJO* 1976: 511-523.
23. **Jean-Marc Fortin.** Translation of premolar in the dog by controlling the moment-to-force ratio on the crown. *AJO* 1971: 541-551.
24. **Hurd J and Nikolai R.** Center of rotation for combined vertical and transverse tooth movements. *AJO* Nov 1976: 551-558.
25. **Nägerl H, Burstone CJ, Becker B, Kubein-Messenburg D.** Centers of rotation with transverse forces. *AJO* Apr 1991: 337-345.
26. **Burstone CJ and Pryputniewicz RJ.** Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *AJO* 1980: 396-409.
27. **Burstone CJ, JJ Baldwin and DT Lawless.** The application of continuous forces to orthodontics. *AJO* 1961: 1-14.
28. **Burstone CJ and Koenig H.** Creative wire bending-The force system from step and -bends. *AJO* 1988: 93: 59-67.
29. **Smith R and Burstone CJ.** Mechanics of tooth movement. *AJO* 1984: 294-307.
30. **Burstone CJ.** The biomechanics of tooth movement. In *Vistas in Orthodontics: Mechanics*, Chapter 5. Edited by Bertram Kraus and Richard Ridel. Philadelphia. Lea & Febiger 1962: 197-213.
31. **Tanne K, Koenig H and Burstone CJ.** Moment to force ratios and center of rotation. *AJO* 1988: 426-431.
32. **Burstone CJ.** *JCO/Interviews*. *JCO* Dec 1972: 694-708.
33. **Christiansen R and Burstone CJ.** Centers of rotation within the periodontal space. *AJO* Apr 1969: 353-369.
34. **Raymond E. Siatkowski.** Optimal orthodontic space closure in adult patients. *The Dental Clinics of North America (Ravindra Nanda)* 1996; 40(4): 837-873.
35. **Raymond E, Siatkowski.** Force system analysis of V-bend sliding mechanics. *JCO* Sep 1994: 539-546.
36. **Isaacson R, Lindauer S and Davidovitch M.** On tooth movement. *Angle Orthodontist*. 1993; 4: 305-309
37. **Hixon E, Oasen T, Arango J, Clark R, Klosterman R, Miller S and Odom W.** On force and tooth movement. *AJODO* May 1970: 476-489.
38. **Burstone CJ, Pryputniewicz RJ, Weeks R.** Center of resistance of the human mandibular molar. *J Dent Res* 1981; 60: 515.
39. **Pedersen E, Isidor F, Gjessing P, Andersen K.** Location of centres of resistance for maxillary anterior teeth measured on human autopsy material. *Eur J Orthod* 1991; 13: 452-458.
40. **Pedersen E, Andersen K, Melsen B.** Tooth displacement analysed on human autopsy material by means of a strain gauge technique. *Eur J Orthod* 1991; 13: 65-74.
41. **Burstone CJ.** Application of bioengineering to clinical orthodontics. In: Graber TM, Swain BF, editors. *Orthodontics, current principles and techniques*. St. Louis: Mosby; 1985. p. 193-228.
42. **Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ.** Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone height. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 100: 66-71.
43. **Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jäger A.** Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. *Eur J Orthod* 1999; 21: 633-648.
44. **Burstone CJ, Pryputniewicz RJ, Weeks R.** Center of resistance of the human mandibular molar. *J Dent Res* 1981; 60: 515
45. **Pryputniewicz RJ, Burstone CJ.** The effect of time and force magnitude on orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 1979; 58: 1754-1764.
46. **Dermaut LR, Kleutghen JPP, De Clerck HJJ.** Experimental determination of the center of resistance of the upper first molar in a macerated, dry human skull submitted to horizontal headgear traction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986; 90: 29-36.
47. **Vanden Bulcke MM, Dermaut LR, Sachdeva RC, Burstone CJ.** The centers of resistance of anterior teeth during intrusion using the laser reflection technique and holographic interferometry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986; 90: 211-220.
48. **Vanden Bulcke MM, Burstone CJ, Sachdeva RC, Dermaut LR.** Location of the centers of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987; 91: 375-384.
49. **Melsen B.** Tissue reaction to orthodontic tooth movement a new paradigm. *Eur J Orthod* 2001; 23: 671-681.
50. **Williams KR, Edmundson JT.** Orthodontic tooth movement analyzed by the finite element method. *Biomaterials* 1984; 5: 347-351.
51. **Cobo J, Sicilia A, Arguelles J, Suarez D, Vijande M.** Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: tridimensional analysis by means of the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993; 104: 448-454.

52. **Middleton J, Jones M, Wilson A.** The role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 109: 155-162.
53. **Ren Y, Maltha JC, Van't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM.** Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125: 71-77.
54. **Pilon JJGM, Kuijpers-Jagtman AM, Maltha JC.** Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement: An experimental study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 110: 16-23.
55. **Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW.** Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 122: 174-179.
56. **Andrew L, Sonis.** Comparison of NiTi Coil Springs vs. Elastics in Canine Retraction. *JCO* 1994: 293-295.
57. **Sonis, van Der Plas and Gianelly.** Comparison of elastomeric auxiliaries vs. elastic thread. *AJO* 1986: 73-78.
58. **Teuscher M, Ullrich and Stockli W. Paul.** Combined Activator Headgear Orthopedics. *Orthodontics: Current Principles and Techniques.* Graber and Vanarsdall. Mosby. Second Edition. 1994.