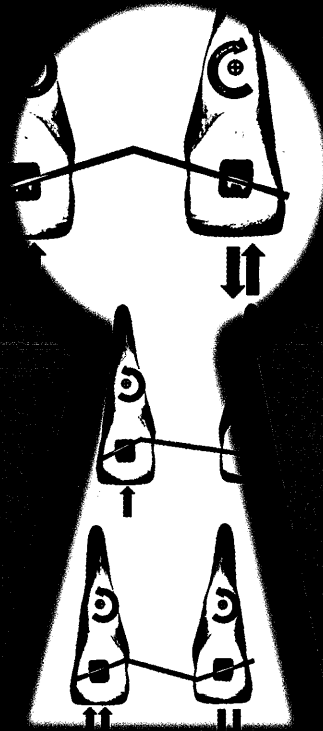


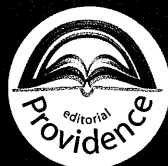
Alfredo T. Álvarez

BIOME **Á**NICA



¿Estás
ahí?

BIOMECÁNICA APLICABLE - y amigable
CON MICROIMPLANTES - o sin ellos



DEDICATORIA

Esta página carece de número.

En este texto, en el que realmente pude dar rienda suelta a todo lo que quería expresar, es ésta una parte que quisiera no haber incluido.

Este libro no iba a tener una dedicatoria en especial, ya que tanta gente me ha ayudado que directamente les cedí, en forma merecida, el capítulo 13.

En los días en los que las correcciones finales plasmaban este libro, un capricho del destino nos arrebató a un ser único, dueño de 14 años plétóricos de sabiduría, comprensión y amor.

Mi sobrina Ornella está hoy en un lugar mejor, y su alegre recuerdo se encuentra diseminado en los corazones de los afortunados que tuvimos la dicha de conocerla y disfrutarla.

Orne, con tus sabios 14 añitos me has enseñado tanto acerca de la vida que no puedo menos que dedicarte este libro y recordarte con tu eterna sonrisa.



Ornella Povolo 18/7/1996- siempre

PRÓLOGO

Soy uno más, uno como usted. Si un sábado cierta pasar frente a mi casa, en el barrio del Parque de mi querida Necochea, tal vez me vea cortando el césped, con un atuendo como el que usted usaría para tal menester.

Si traspone la puerta, puede encontrarme haciendo las cosas más normales, como mirar alguna que otra película infantil con mis hijos, o bien disfrutando de improvisar algo en la cocina, así como intentando escribir algunas líneas mientras todo eso que pasa en su casa, también ocurre en la mía. No tengo un claustro privado, insonorizado y aislado de los ruidos hogareños, y las ideas que pasan por mi cerebro generalmente lo hacen en algún despertar o en algún paraje entre mi terruño necochense y cualquier lugar donde me corresponda llevar a cabo la fascinante tarea de la docencia.

Hace ya bastante tiempo comencé a desarrollar una manera de enseñar, ya sea en forma escrita u oral, consistente en acercar la teoría a la realidad. La exasperante simplicidad con que se enseña la ortodoncia en muchos casos, es una especie de plazo fijo de frustración, que deviene intereses durante el tiempo que cada clínico demora en tener sus primeros 10 o 20 casos, tiempo en el que se comienzan a ver todas esas reacciones que no le ocurren a

quien tan bien enseñó la receta de marras. Es así, que conjuntamente con la revista de la Sociedad Argentina de Ortodoncia, inauguramos una sección denominada A MI ME PASA LO MISMO QUE A USTED, en un intento, muy gratificante por cierto, de ayudar al clínico con sus problemas de todos los días. El título de la sección resume lo que siento, y lo que nos pasa a todos. Las fórmulas matemáticas de diagnóstico y plan de tratamiento son definitivamente un punto de partida válido, pero poco confiable. Alguna vez un gran periodista deportivo, Dante Panzeri, dijo que el fútbol era la dinámica de lo impensado, podríamos parafrasearlo y alegar que la ortodoncia es la dinámica de lo imprevisto.

Es el conocimiento de la biomecánica lo que explica aquello que además de imprevisto, suele tener características inexplicables. Es a ello a lo que apunta el presente texto que fui escribiendo entre el devenir de la vida de todos los días.

Soy uno más, un amateur. Amateur en el más estricto significado del término. Nunca me agradó la definición de lo que un profesional es, o debe ser. Amateur es amador, amante, apasionado. Profesional es distancia, frialdad. Un buen profesional debe ser en esencia, un gran amateur.

Búscate un trabajo que te guste y no tendrás que trabajar un solo día de tu vida.-

BIOMECÁNICA, ESTAS AHÍ? INTRODUCCIÓN Y DESCRIPCIÓN DEL CONTENIDO

El Corazón tiene razones que la razón no entiende; la Ortodoncia, razones que entiende la biomecánica, ese rincón olvidado en la Ortodoncia contemporánea.

No es éste un texto convencional en alguno de sus aspectos. Es posible que encuentre imágenes repetidas en diferentes capítulos, ya que prefiero esto a tener que regresar decenas de páginas, restando ritmo de lectura y entusiasmo en partes iguales. Tampoco los casos se encuentran expuestos siguiendo un protocolo específico, dado que cada caso demostrado tiene diferentes utilidades, acordes al tema desarrollado. Los segundos molares y el articulador merecen un párrafo aparte. Considero que un caso bien terminado tiene que poseer sus segundos molares en correcta posición y función, y celebro el reencuentro de la gnatología con la ortodoncia (la primera Sociedad Gnatológica estuvo integrada por varios ortodoncistas), pero descreo firmemente en las imposiciones. Cuatro segundos molares que erupcionen en correcta posición y cumplan con los preceptos de oclusión y desoclusión no requieren, a mi criterio, la intervención ortodóncica. De igual manera, conocer las utilidades del articulador semiajustable no necesariamente implica su utilización compulsiva.

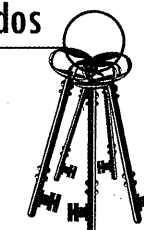
Voy a ilustrar los distintos ítems por los que transita este texto con casos clínicos, y con contenidos teóricos de los que, para mí, supieron ver más allá. Clínicos de la talla de Burstone, Creekmore, Mulligan, Rebellato, Marcotte, Samson, y mis maestros Elgoyhen, Finguer y Breuer son el sostén de lo que para mí es el nudo gordiano de la Ortodoncia: la BIOMECÁNICA. Entre otros, dos hermosos textos inspiraron el estilo de escritura del presente ejemplar: uno es el libro de Lepera y el otro, el del Dr. Pedro Planas, escritos en idioma coloquial, sin demasiada elipse.

El presente texto está diagramado de manera tal de ir desde el primer capítulo enten-

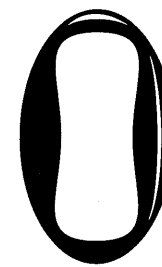
diendo los fundamentos, imprescindibles a la hora de determinar los dispositivos biomecánicos a aplicar en los diferentes casos clínicos. En el segundo capítulo llega el conocimiento de los factores inherentes a la aparatología, esencial para evitar caer en las cotidianas trampas del marketing de estos días. Como si fuera el film Karate Kid, en el que al protagonista se le enseñan artes marciales a través de quehaceres como pintar, lijar y lustrar, sin que siquiera lo notara, el comprender esos dos primeros capítulos es un catalizador que facilitará sobremana la lectura del resto del texto. De todos modos, no hay una sola manera ni un orden predeterminado de leer este texto. El tercer capítulo, Armado Racional I, habla de los errores que pueden cometerse desde el principio mismo del tratamiento, así como de los detalles de finalización que se siembran desde el inicio de la terapéutica. De igual manera se abordarán los efectos colaterales en las etapas iniciales, y su prevención o minimización. El capítulo cuarto aborda la biomecánica de los sistemas de dos cuplas, siendo la barra palatina protagonista central, como análoga a todo tipo de aparatología de tipo ajustable de aplicación lingual o palatina de fijación temporal. En el capítulo número cinco, el tópico de la intrusión anterior es descrito desde todo punto de vista, con o sin la aplicación de microimplantes. En el sexto capítulo, el protagonismo lo tienen los diferentes tipos de cierre de espacios, ya sea en masa, en forma escalonada, retrayendo primeramente los caninos, con microimplantes como anclaje o sin ellos, por deslizamiento o desplazamiento. Es decir, no importa qué tipo de mecanismo de cierre de espacios Ud. prefiera, la biomecánica del mismo seguramente estará detallada en este segmento.

En el tramo siguiente, capítulo séptimo, la biomecánica de diversas estrategias de distalización se detalla con numerosos ejemplos clínicos. Desde distalizaciones superiores e inferiores en ortodoncia interceptiva, hasta distalizaciones en masa con la aplicación de microimplantes. El octavo capítulo es el referido a la biomecánica y abordaje de los distintos tipos de mordidas abiertas, solucionados de acuerdo a lo que el diagnóstico diferencial de cada caso requiera. Intrusiones molares, superiores e inferiores, extrusión del sector anterior, y diversas conformaciones completan un segmento muy rico en información clínica. El capítulo noveno, Dispositivos de una cupla, se ocupa de todo tipo de cantilevers, para descenso, vestibulización de caninos retenidos, centrado de líneas medias y demás aplicaciones. Un utilísimo capítulo para el dominio de los caninos impactados, que se comple-

menta con el siguiente segmento, el décimo que abarca el tópico del enderezamiento molar, sea éste con o sin componente extrusivo. El texto termina con dos capítulos agregados a partir del retraso en la impresión del libro (no hay mal que por bien no venga). El primero de ellos, Biomecánica con el uso de implantes protéticos como anclaje, es un segmento de extraordinaria vigencia en estos días de apogeo de la ortodoncia en adultos. El último apartado, denominado Armado racional de casos ortodóncicos parte II, resume, en algunos casos clínicos, muchas de las ideas expuestas en los once capítulos precedentes. En las páginas restantes, van a poder encontrar una original y práctica manera de utilizar la bibliografía descripta por el autor, y también unas sinceras palabras para todos aquellos que han colaborado para que este ejemplar sea una realidad. Las tienen merecidas.



CAPÍTULO 1	Nociones básicas de Biomecánica	7
CAPÍTULO 2	Factores inherentes a la aparatología	41
CAPÍTULO 3	Armado racional de casos ortodóncicos - Parte I	71
CAPÍTULO 4	Biomecánica de la barra palatina y dispositivos de dos cuplas	107
CAPÍTULO 5	Biomecánica de la intrusión anterior	145
CAPÍTULO 6	Biomecánica del cierre de espacios	181
CAPÍTULO 7	Biomecánica de la distalización	235
CAPÍTULO 8	Biomecánica y estrategias en el tratamiento de mordidas abiertas	269
CAPÍTULO 9	Biomecánica de los dispositivos de una cupla	321
CAPÍTULO 10	Biomecánica en el uprighting o enderezamiento molar	349
CAPÍTULO 11	Biomecánica y secuencia de tratamiento en casos con implantes protéticos	369
CAPÍTULO 12	Armado racional de casos ortodóncicos - Parte II	395
CAPÍTULO 13	Algunas palabras para mis colaboradores	425
	Bibliografía y Despedida	441



Capítulo 1

**NOCIONES BÁSICAS DE
BIOMECÁNICA**



Introducción

El aburrimiento y la biomecánica han recorrido un largo camino juntos. Los ortodontistas, salvo raras excepciones, encontramos en la clínica el refugio para nuestras dudas, cuando en realidad muchas de ellas anidan en el desconocimiento de algo más abstracto e intangible, como suele ser la comprensión de la biomecánica.

Sugiero un ida y vuelta constante entre este primer capítulo y los restantes, a sabiendas de que no hay sólo una manera de leer un texto. Tan pronto la telaraña de la física, las fuerzas y los momentos envuelva al lector, un "per saltum" ortodóncico hacia otro capítulo de aplicaciones clínicas será estímulo y motivo para retornar con bríos renovados al germen de la comprensión.

Es sólo una sugerencia...usted, leyó Rayuela?

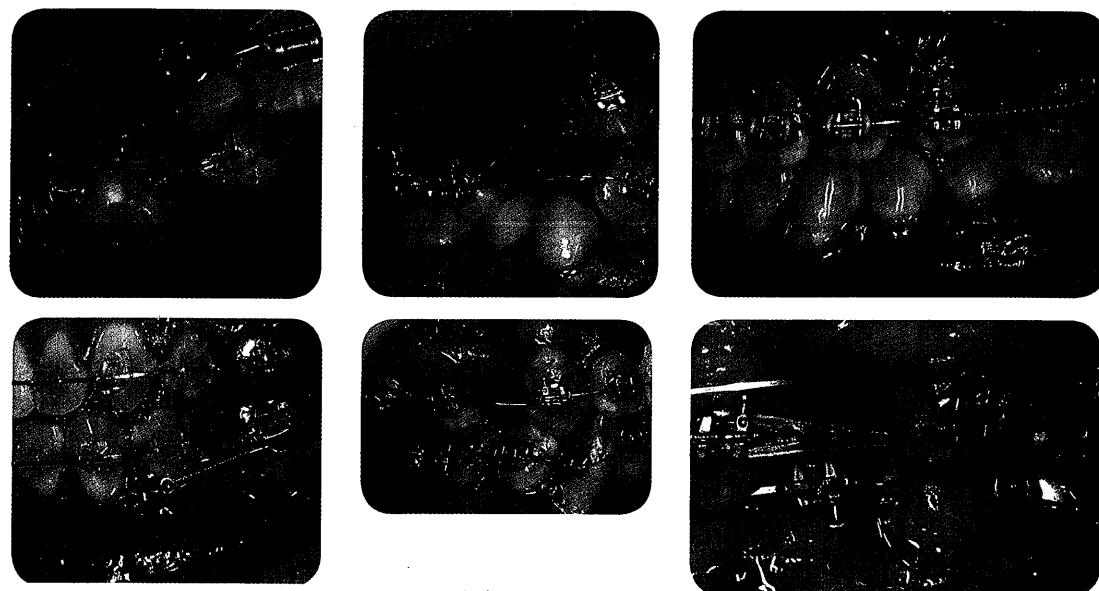


Un dibujo de mi hija a sus 5 años, sus primeras inscripciones, nociones básicas ...

NOCIONES BÁSICAS DE BIOMECÁNICA

El dominio de la biomecánica es una de las partes más determinantes para llegar a los objetivos propuestos. Un diagnóstico certero, un objetivo de tratamiento claro y realista, y la elección de la aparatología correcta se verán frustrados una y otra vez de no contar con un conocimiento acabado de las reacciones biológicas ante las fuerzas ejercidas. Las piezas dentarias, así como sus tejidos de soporte son insensibles al tipo de

bracket, desconocen su marca, diseño o prescripción, sólo se rigen por las fuerzas que reciben. Asimismo desconocen si reciben presión o tensión (figuras 1.1-1.6). En la imagen 1.7 pueden verse dos formas diferentes de mover una pieza dentaria, aunque ambas produzcan un movimiento similar. Es sobre las piezas vecinas que eventualmente podría notarse una diferencia de acuerdo a la metodología empleada.



○ Figs. 1.1 a 1.6 - Diferentes formas de aplicar fuerzas sobre piezas dentarias, ya sea en forma directa (figs. 1.1 y 1.2) o contando con la ranura del bracket como guía para un movimiento controlado (figs. 1.3-6).

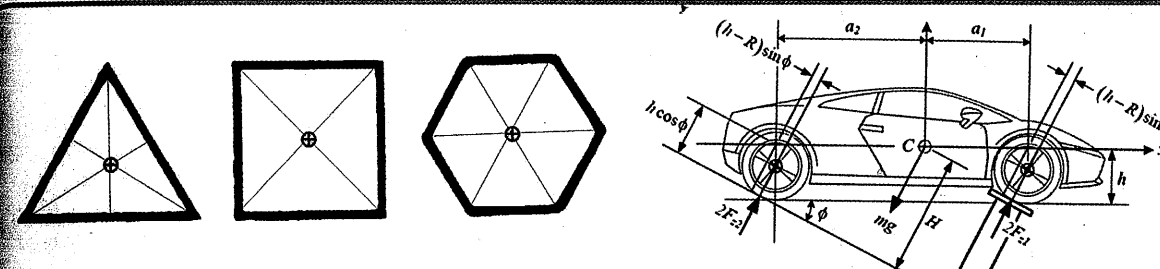


○ Figs. 1.7 -Tomando como protagonista al canino en la imagen central, es indistinto si se lo presiona desde mesial con un resorte de espiras abiertas (izquierda), o si se lo tracciona con una cadena elástica desde distal (derecha). La pieza desconoce de qué manera el clínico aplica la fuerza, es sobre las piezas vecinas la diferencia. Mientras que el resorte ejerce su reacción como una fuerza hacia mesial en el incisivo central, la cadena elástica hace lo propio sobre el premolar, traccionándolo hacia mesial.

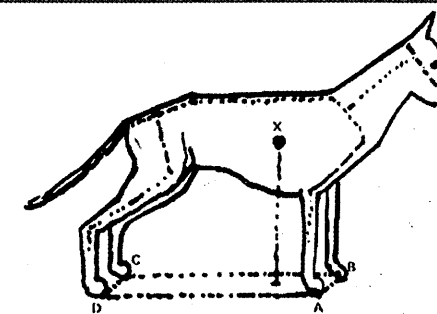
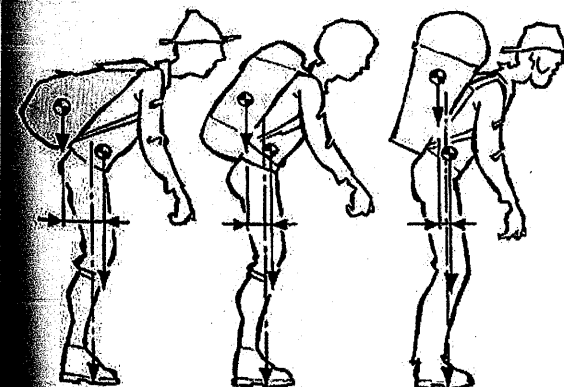
CENTRO DE RESISTENCIA , MASA O GRAVEDAD

Aún en nuestros días, la duración de un tratamiento de ortodoncia normal usualmente se calcula en unos dos años, aunque los avances tecnológicos que la especialidad ha experimentado indicarían un acortamiento notable en dichos tiempos. Pero ¿qué sentido tiene correr si estamos en el camino equivocado... Tal vez una cuarta parte del tiempo de un tratamiento se invierte en corregir imprevistas reacciones dentarias. Una adecuada aplicación de los principios biomecánicos puede minimizar o evitar esos engorrosos viajes de ida y vuelta a los que suelen someterse a las piezas dentarias, para reducir significativamente el tiempo total de la terapéutica. La biomecánica es la combinación de la mecánica

-entendiéndose por tal al estudio de la fuerza aplicada a los cuerpos- y su relación con las respuestas biológicas. La biomecánica aplicada a la ortodoncia es, como cualquier área exacta, de relativa simpleza una vez comprendida. Empezando por lo básico, y sin circunscribir algo tan amplio como la física al ámbito ortodóncico solamente, se comenzará por la definición del CENTRO DE RESISTENCIA. Al centro de resistencia, normalmente se lo conoce fuera de nuestra especialidad como centro de masa (o de gravedad), y es ni más ni menos que el centro de la masa de cualquier cuerpo, considerando ese cuerpo libre en el espacio (Figs 1.8).



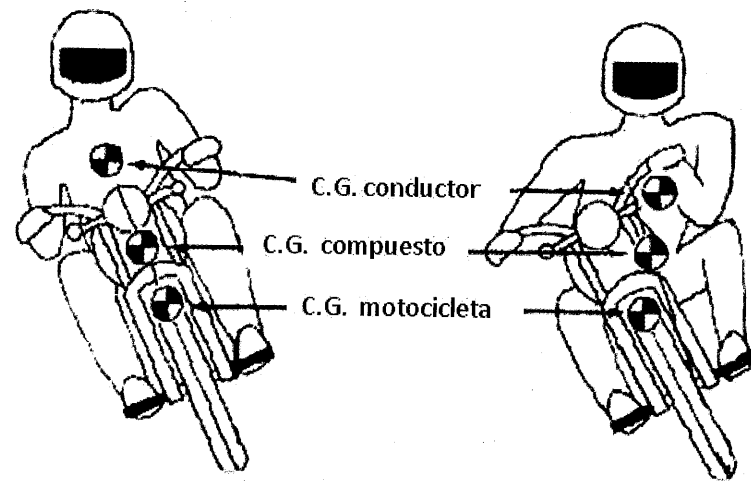
● Figs. 1.8- Centro de masa de diferentes figuras geométricas, así como de diversos elementos habituales en la vida cotidiana, como un vehículo. La determinación exacta de la localización del centro de gravedad en este último caso es obviamente más compleja.



○ Fig. 1.9 - El Centro de gravedad presente a la hora de alivianar una carga, o de estudiar características locomotrices de una raza canina.

El centro de masa de un cuerpo es inamovible, aunque por ejemplo en un vehículo podría variarse su ubicación de acuerdo a la distribución del peso o la ubicación del equipaje o sus ocupantes.

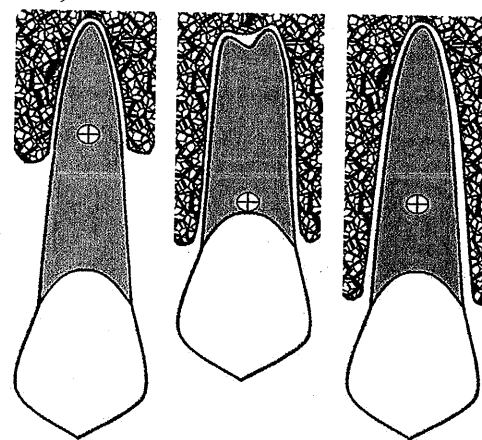
El centro de gravedad y las acciones que derivan de su localización están presentes en nuestras vidas de modo constante, cada vez que corremos una silla, en cada curva que tomamos con nuestro vehículo.



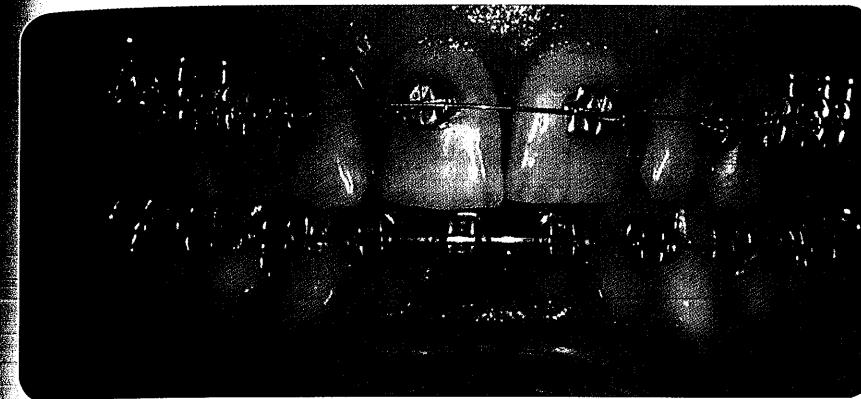
○ Fig. 1.10- En la imagen de la izquierda, la velocidad de curva con su consiguiente fuerza centrífuga, impide la caída pese a la posición del centro de gravedad compuesto (combinación de los centros de la motocicleta y su conductor). A la derecha, en un giro a baja velocidad, se hace necesario un cambio en la posición del conductor para mantener el citado centro de gravedad compuesto centrado previniendo una caída.

En una pieza dentaria el centro de resistencia no es exactamente fijo, dado que la pieza no se encuentra suspendida en el vacío sino sujeta por un ligamento periodontal y con hueso circundante. Es justamente el nivel óseo el que suele determinar las variaciones en la ubicación del centro de resistencia.

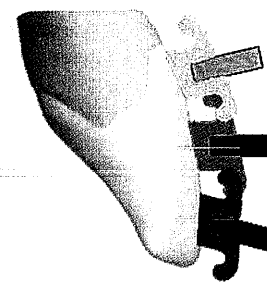
Convencionalmente, y con un nivel alveolar normal, se suele ubicar el centro de resistencia en el tercio coronario de la raíz, pero debe tenerse en cuenta la altura de la cresta ósea porque puede variar sustancialmente el nivel de fuerza aplicada en caso de reabsorciones, dado que aumentaría la distancia entre el sitio de aplicación de la fuerza y el CR, con lo que la fuerza definitivamente tendría una magnitud mayor. Esta es la razón por la que suelen ubicarse los brackets hacia gingival en casos de pacientes adultos periodontalmente comprometidos (Fig. 1.12). Es sumamente importante comprender que la variación en la altura de colocación de los brackets hace variar considerablemente los valores de torque de la aparatología.



○ Fig. 1.11- Relación de la altura de la cresta ósea con la ubicación del centro de resistencia.



○ Fig. 1.12- Los brackets se adhieren en una localización notablemente gingival para que la aplicación de fuerzas no sea excesiva, habida cuenta de la pérdida ósea preexistente.



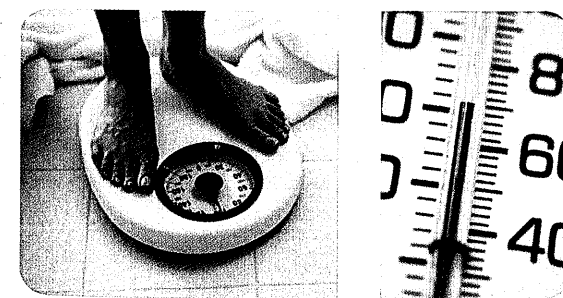
○ Fig. 1.13- Dada la convexidad de la cara vestibular de las piezas dentarias, el cambio en la altura de colocación de los brackets incide notablemente en el valor de torque predeterminado de cada prescripción.

MAGNITUDES

Como se explicara más arriba, el movimiento dental es generado por la aplicación de una fuerza sobre la o las piezas dentarias. La definición de fuerza es masa multiplicada por aceleración ($F=m.a$) y se mide en gramos o Newtons.

La fuerza es una magnitud, pero no del tipo de la que acostumbramos utilizar en la vida co-

tidiana. La estatura (en centímetros), el peso (en kilogramos) o la temperatura (en grados Celsius o Fahrenheit), son magnitudes escalares. Esto significa que con solamente expresar la magnitud, el conocer la escala de medición será suficiente para que la información se considere completa.



○ Fig. 1.14- Magnitudes escalares. Con sólo expresar la cifra y la unidad de medida, la información está completa.

Las magnitudes que se utilizan en ortodoncia son vectoriales y se expresan por medio de vectores. Esto significa que además de calcular qué tantos gramos de fuerza van a aplicarse, es necesario también conocer la dirección del vector, su línea de acción y el punto de aplicación para recién allí completar la información.

Las fuerzas ortodóncicas pueden ser aplicadas por todo tipo de dispositivo, como resortes, elásticos, alambres, cadenas elásticas (Figs. 1.1 a 1.6), entre otros; por lo que todo tipo de vectores pueden actuar o interactuar a la hora de generar movimientos.

Múltiples vectores pueden combinarse para lograr un vector resultante favorable al objetivo fijado (Fig. 1.15), esto recibe también el nombre de vector de adición.

De igual manera puede descomponerse un vector resultante en los vectores que lo compongan, a fin de entender de mejor manera el comportamiento de las piezas involucradas (Fig. 1.16).

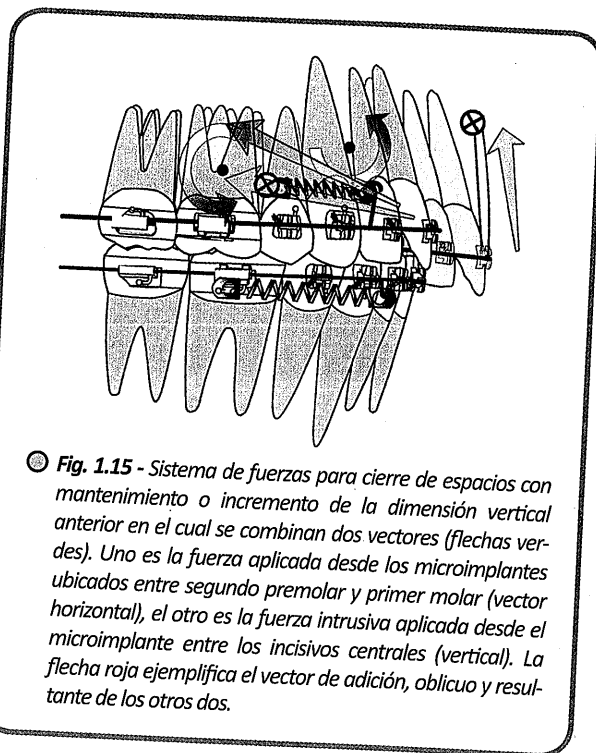
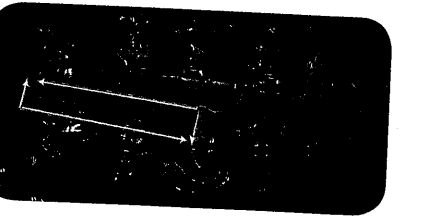
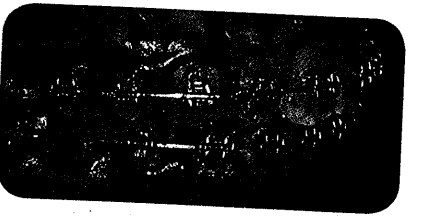
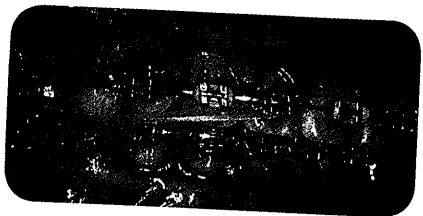
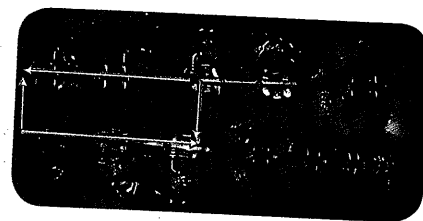


Fig. 1.15 - Sistema de fuerzas para cierre de espacios con mantenimiento o incremento de la dimensión vertical anterior en el cual se combinan dos vectores (flechas verdes). Uno es la fuerza aplicada desde los microimplantes ubicados entre segundo premolar y primer molar (vector horizontal), el otro es la fuerza intrusiva aplicada desde el microimplante entre los incisivos centrales (vertical). La flecha roja ejemplifica el vector de adición, oblicuo y resultante de los otros dos.



Figs. 1.16- Inverso a lo explicado en la fig. 1.15 un elástico de clase II que genera una fuerza oblicua, que puede (y debe razonarse así) descomponerse en fuerzas horizontales y verticales. En estos casos suele buscarse un efecto horizontal, aunque deben tenerse en cuenta las fuerzas verticales, que suelen atentar contra el efecto buscado, ya sea extruyendo el sector anterosuperior o el molar.

Algunos recursos para minimizar estos efectos colaterales pueden ser incluir el segundo molar inferior para que el primer molar no sea la pieza final del arco. En el arco superior, aplicar una curva acentuada también protege al sector anterior de la tendencia extrusiva.

Igualmente, una manera de promover una fuerza más horizontal es correr el punto de aplicación anterior hacia mesial e incisal, mejorando de esta forma la orientación de la fuerza aplicada.

En la progresión que ilustra este párrafo, obsérvese cómo cambia la proporción entre altura y horizontalidad en la descomposición de las fuerzas.

FUERZAS – CONCEPTOS BÁSICOS EFECTOS DE LAS FUERZAS SOBRE LOS CUERPOS

Una vez familiarizados con el concepto de Centro de resistencia de un cuerpo, es importante conocer las reacciones de dicho cuerpo ante la aplicación de fuerzas; cualquier fuerza que intente moverlo, si fuese aplicada a nivel del centro de resistencia o masa -también nombrado centro de gravedad-, generará un movimiento de TRASLACIÓN, esto es, un movimiento en el que todos y cada uno de los puntos de ese cuerpo se muevan en igual magnitud.

Si hipotéticamente pudiera golpearse una bola de billar exactamente a nivel de su ecuador, sin gravedad de por medio, la bola se desplazaría sin girar. Vale decir, se trasladaría.

Si en cambio, el taco impactara a la bola en un lateral, la bola tomaría efecto hacia ese lado, pero aún así se trasladaría. Evidentemente no

sería traslación pura, ya que en este caso, la fuerza pasando lejos del centro de resistencia, genera lo que se denomina un MOMENTO de rotación.

El momento, o sea la tendencia a rotar, es tanto mayor cuanto mayor es la distancia desde el punto de aplicación de la fuerza o cuando aumenta la intensidad de la fuerza. Tanto es así que la fórmula para calcular el momento es fuerza multiplicada por distancia ($Mf = F \times D$). Retornando al ejemplo de la bola de billar, cuanto más fuera del centro el taco impacta a la bola (más se aleja la aplicación de la fuerza del centro de masa), tanto más efecto tomará la bola (tanto mayor será el momento de rotación creado). Lo mismo ocurrirá si se variara la fuerza del impacto del taco con la bola.

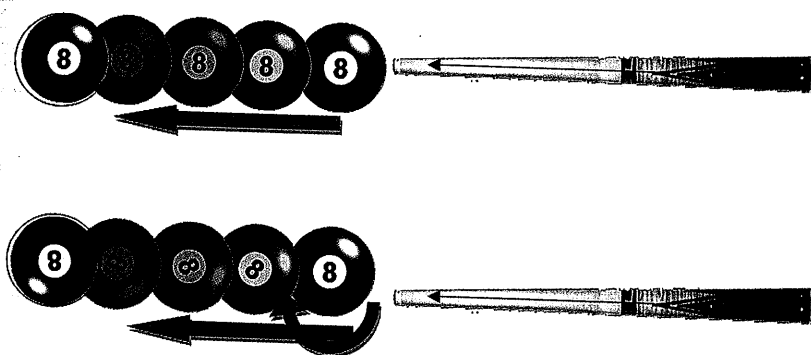
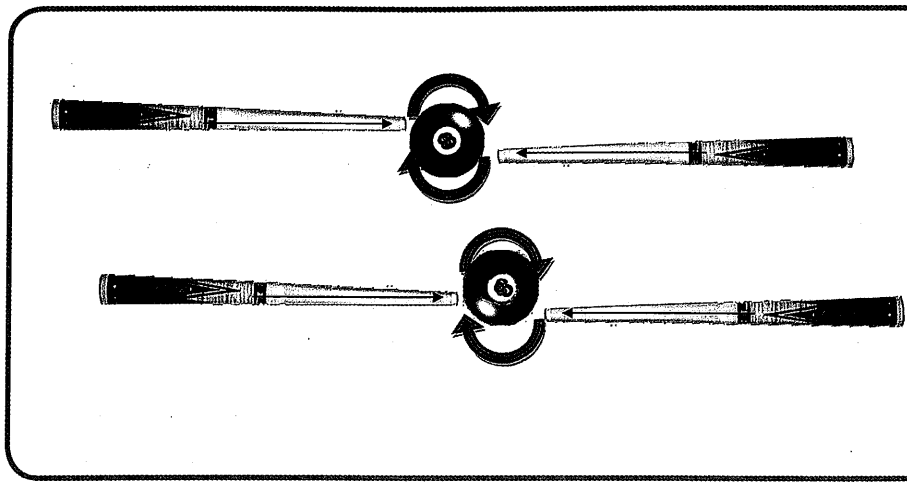


Fig. 1.17- En el ejemplo superior, si el taco golpea a la bola en el ecuador, ésta se traslada, sin rotación (sólo rueda por efecto de la gravedad y el rozamiento con el paño de la mesa).

En la imagen inferior, si la bola es impactada fuera del centro, al generarse un MOMENTO, se traslada y rota, tanta más rotación cuanto mayor sea la distancia con respecto al centro o mayor sea la fuerza aplicada.

Por último, si eventualmente se golpeará la bola con dos tacos a la misma altura -fuerzas coplanares, en el mismo plano del espacio-, no en la misma línea -fuerzas no colineales- y en sentido contrario en forma simultánea, la bola ya no se trasladaría en absoluto sino que quedaría ROTANDO en el lugar, ya que la configuración

descrita de fuerzas conforma una CUPLA. Un cuerpo sólo puede reaccionar con rotación ante la aplicación de una cupla, sin traslación alguna, y un concepto importante de entender es que la cupla es igualmente aplicable aunque las dos fuerzas se ejerzan del mismo lado del centro de resistencia.

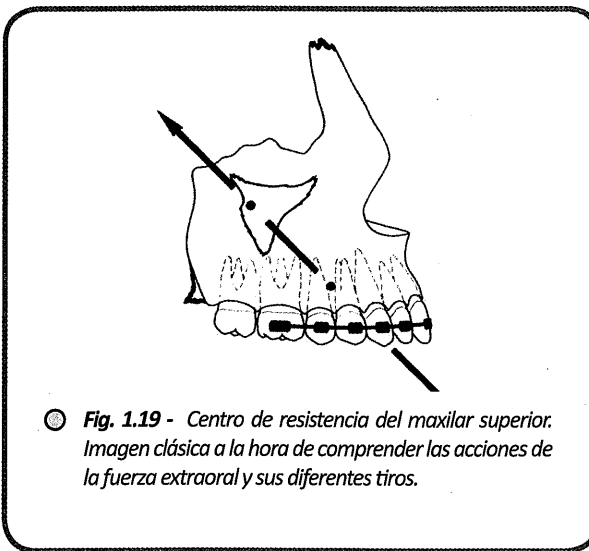


○ Fig. 1.18- Dos tacos golpean la bola en la manera descrita en el párrafo y provocan una CUPLA, tanto sea al golpear uno a cada lado del centro de resistencia como se ve en la imagen superior, o golpeando ambas del mismo lado como puede apreciarse en la imagen inferior. Este concepto se afirmará más adelante en este mismo capítulo.

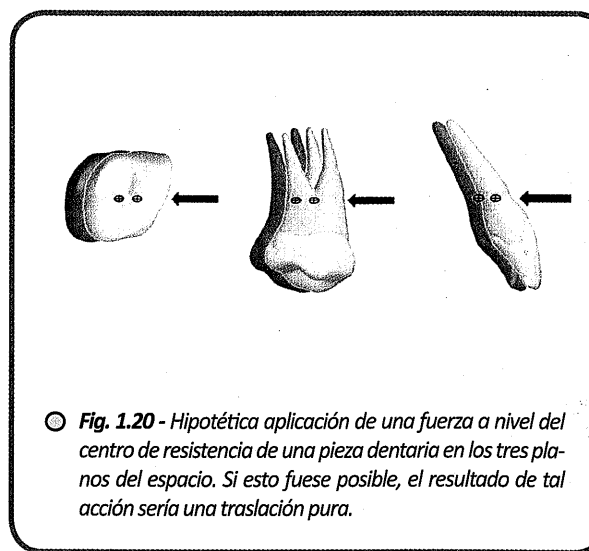
**FUERZAS – CONCEPTOS BÁSICOS
EFECTOS DE LAS FUERZAS SOBRE LAS PIEZAS DENTARIAS**

Pasando al terreno ortodóncico, las piezas dentarias, un conjunto de ellas y hasta el maxilar poseen su centro de resistencia. Podría afirmarse que si se les aplicara una fuerza a nivel de tal centro, se lograría un movimiento de TRASLACIÓN pura, en el que todos los puntos de ese cuerpo se moverían de manera uniforme en la misma dirección. Desafortunadamente, las fuerzas se aplican

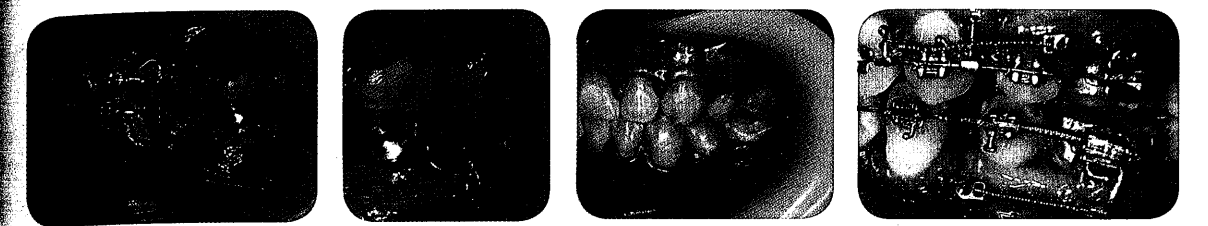
sobre brackets que están adheridos a la pieza dentaria ya sea por vestibular o lingual, alejados del centro de resistencia. Sin embargo, y sin entrar todavía en combinaciones y proporcionalidad entre cuplas, momentos y fuerzas, pueden adicionársele a la aparatología dispositivos para que el punto de aplicación de la fuerza sea tan próximo al centro de resistencia como resulte posible.



○ Fig. 1.19 - Centro de resistencia del maxilar superior. Imagen clásica a la hora de comprender las acciones de la fuerza extraoral y sus diferentes tiros.



○ Fig. 1.20 - Hipotética aplicación de una fuerza a nivel del centro de resistencia de una pieza dentaria en los tres planos del espacio. Si esto fuese posible, el resultado de tal acción sería una traslación pura.



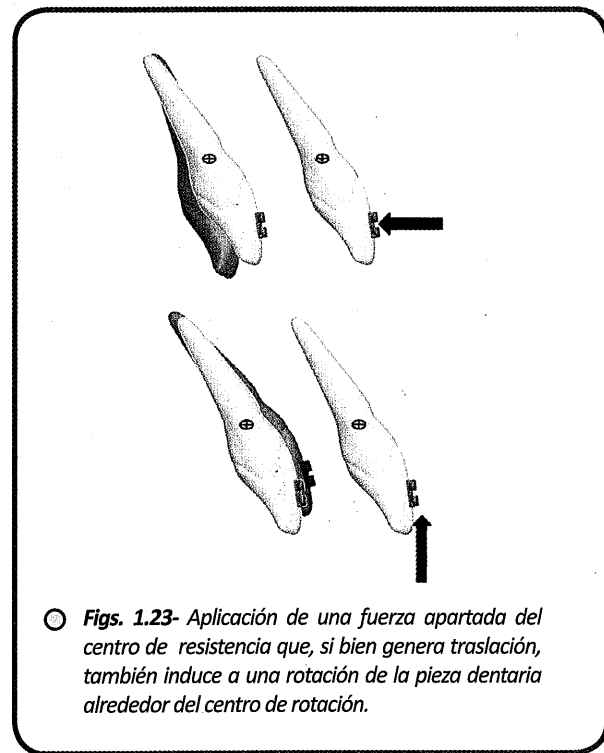
○ Figs. 1.21- Mesialización del primer molar utilizando anclaje provisto por microimplantes. A los efectos de evitar la inclinación del molar hacia mesial, se utiliza un brazo adicional, como puede verse en la vista ampliada. Éste debe ser de suma rigidez. De todos modos, no es ésta una traslación pura, dado que la fuerza pasa vestibular al centro de resistencia, con lo que si bien se evitaría la inclinación mesial, no sucedería lo mismo con la rotación. En la fotografía de la derecha puede observarse un brazo de fuerza que posiciona el punto de aplicación debajo del centro de resistencia, promoviendo un marcado movimiento radicular a mesial.



○ Figs. 1.22- Aplicación de una fuerza monopuntual a través de una cadena elástica que tracciona a la pieza dentaria desde un botón adherido tan gingival como resulte posible y en el centro en sentido vestibulo-palatino para minimizar al máximo la tendencia a la rotación o momento de la fuerza.

MOMENTOS, ESA TENDENCIA A ROTAR...

Como más arriba se explicara, una fuerza difícilmente pueda actuar a nivel del CR, dado que aplicamos la misma a nivel coronario, usualmente a través de brackets, por lo cual la pieza dentaria reaccionará rotando. Esto puede explicarse descomponiendo los componentes del movimiento resultante en traslación y rotación alrededor del CR, o bien, unificando ambos componentes e incorporando un nuevo elemento, tal como el centro de rotación instantáneo o espontáneo, que es de diferente ubicación de acuerdo a múltiples variables, pero casi nunca coincide con el citado centro de resistencia.



○ Figs. 1.23- Aplicación de una fuerza apartada del centro de resistencia que, si bien genera traslación, también induce a una rotación de la pieza dentaria alrededor del centro de rotación.

Como fuera descripto, esa rotación, o la tendencia a ella, recibe el nombre de momento de la fuerza (Mf). La fórmula del momento ($M=F.D$) fue explicada previamente y, como en cualquier multiplicación, el orden de los factores no altera el producto, con lo que el aumento de la magnitud de la fuerza o de la distancia que la separa del CRes., conlleva una variación de la magnitud del momento.

Por ejemplo, una fuerza de 60g aplicada a 4mm del CRes dará como resultado un Mf de 240 g.mm, lo mismo que una fuerza de 40g aplicada a 6mm.

Aunque cabe aclarar que expresar las fuerzas en gramos no es exactamente correcto, ya que el gramo es unidad de masa y no de fuerza. La ortodoncia convencionalmente lo adoptó así, pero la correcta expresión sería en Newton (1 Newton=101,93g).

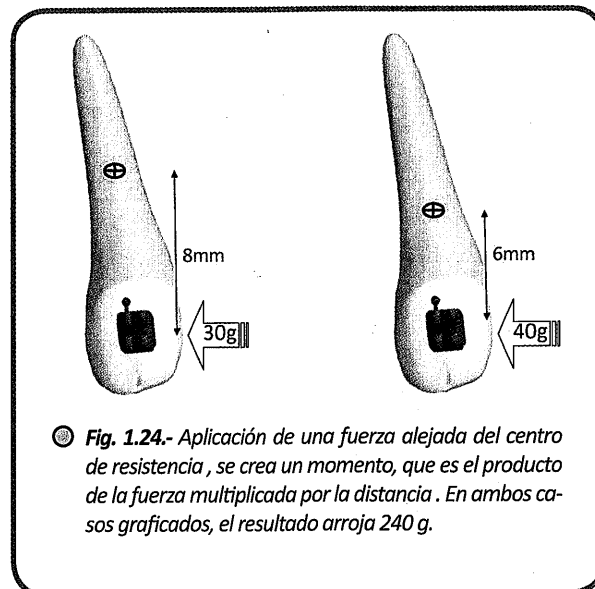
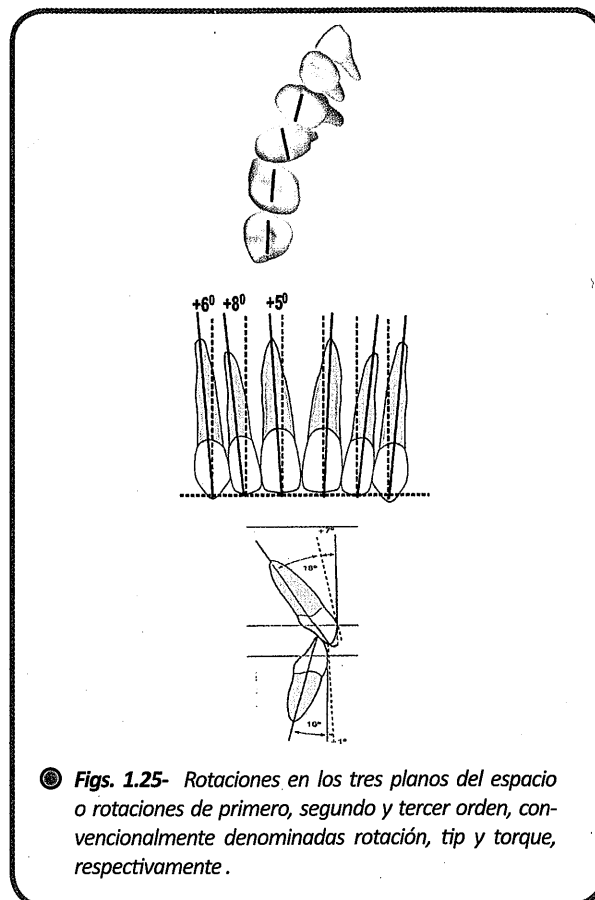


Fig. 1.24.- Aplicación de una fuerza alejada del centro de resistencia, se crea un momento, que es el producto de la fuerza multiplicada por la distancia. En ambos casos graficados, el resultado arroja 240 g.

Considerando diferentes magnitudes, estados periodontales y localización de los brackets; las fuerzas que se apliquen sobre las piezas dentarias generarán rotaciones, alrededor del centro de rotación instantáneo, que se diferencia del centro de resistencia en que mientras el centro de resistencia es inamovible (siempre haciendo la salvedad del estado periodontal), el de rotación es variable, dependiendo de la proporción entre momento y fuerzas aplicados, pero ese tópico será detallado más adelante en este mismo capítulo.

TIPOS DE ROTACIÓN

Dependiendo del punto de aplicación de la fuerza y el plano del espacio en el que ésta sea ejercida, la rotación puede ser en cualquiera de los tres planos, a saber: rotación alrededor del eje largo del diente o eje ápico-incisal, llamada convencionalmente ROTACIÓN; rotación alrededor del eje vestibulo lingual del diente, denominada en ortodoncia TIP; y rotación alrededor del eje mesiodistal del diente nombrada habitualmente como TORQUE.



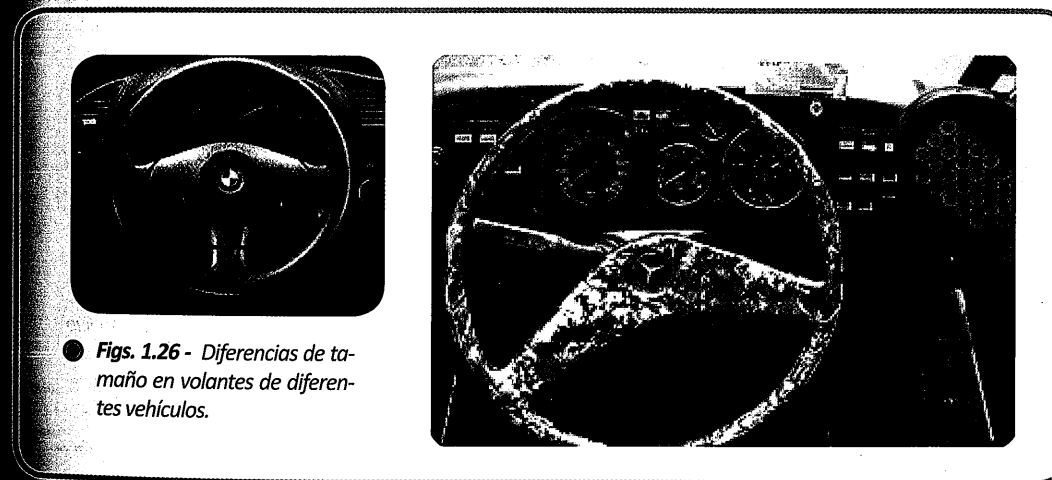
Figs. 1.25- Rotaciones en los tres planos del espacio o rotaciones de primero, segundo y tercer orden, convencionalmente denominadas rotación, tip y torque, respectivamente.

A modo de ejemplo *ad-hoc* puede tomarse algún elemento al que pueda dibujársele seis caras, como una pequeña caja, dibujarle con un marcador la inicial de cada cara: Lingual, Vestibular, Mesial, Distal, Incisal y Apical. Perfore con una birome para simular los ejes alrededor de los cuales girará la pieza dentaria de manera tal de familiarizarse con una nomenclatura que aparece como confusa para quien la lee por primera vez.

CUPLA

La definición mecánica de la cupla ya fue descripta con el ejemplo de la bola de billar. Una pieza dentaria puede reaccionar con una rotación cuando se le aplica una cupla, la cual no puede desplazar el centro de resistencia. Una cupla es virtualmente imposible de representar en el plano sagital, por lo que se graficará desde oclusal.

Ese sistema es la suma de las dos fuerzas individuales iguales que componen la cupla o par, que será mayor cuanto mayores sean las fuerzas que la componen, o mayor la distancia que separa a las fuerzas del centro de resistencia. Ejemplo cotidiano de esta variable es el volante. Las unidades de transporte de pasajeros o los camiones usualmente tienen volantes de grandes dimensiones, dado que la cupla que esto genera posibilita el giro de los mismos, hecho que sería imposible de colocarles a esos transportes un volante de diámetro reducido. A igual aplicación de ambas fuerzas, el volante de mayor diámetro generará una cupla mayor en su centro.



Figs. 1.26 - Diferencias de tamaño en volantes de diferentes vehículos.

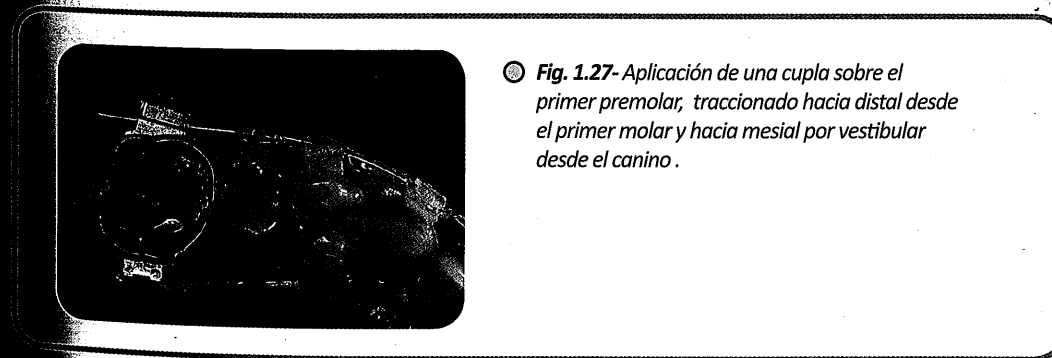


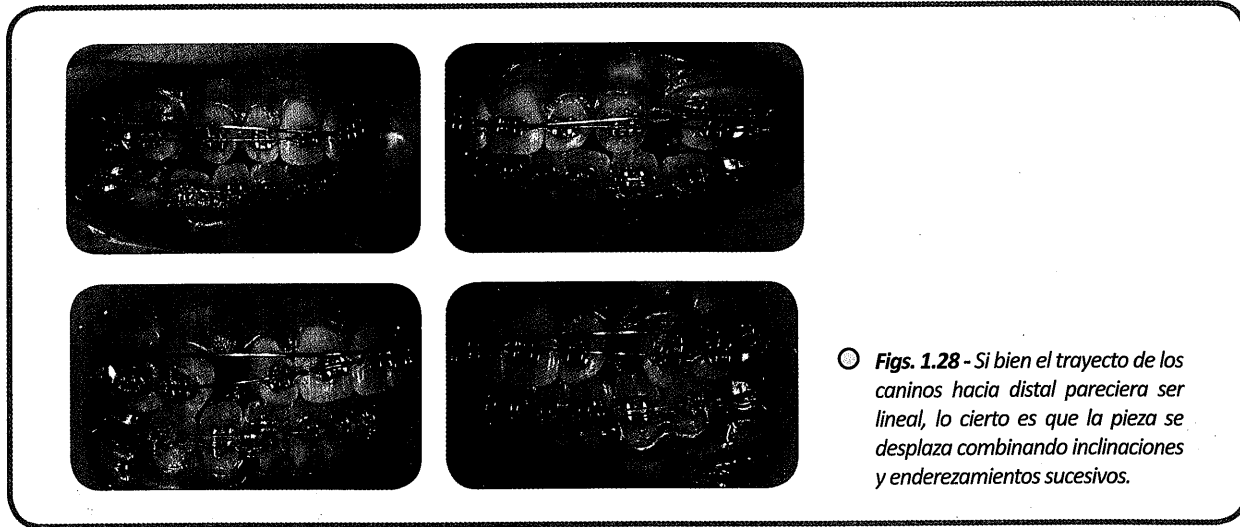
Fig. 1.27- Aplicación de una cupla sobre el primer premolar, traccionado hacia distal desde el primer molar y hacia mesial por vestibular desde el canino.

CUPLAS INTRABRACKET

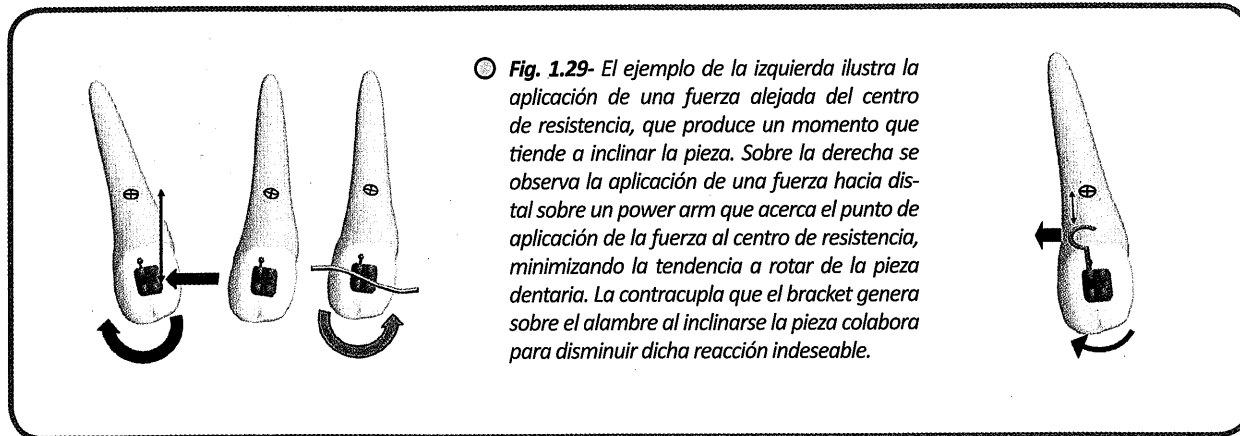
No sólo se producen cuplas por aplicación de dos fuerzas en forma directa a una pieza dentaria, sino también los alambres, dentro de sus ranuras, generan fuerzas iguales y en sentido opuesto llamadas cuplas intrabacket. Éstas pueden generarse por la sola introducción de un alambre en la ranura de un bracket adherido a una pieza desalineada o desnivelada o bien por trasladar una pieza partiendo de una posición correcta, el ejemplo típico es la distalización de un canino.

Si bien el desplazamiento de una pieza dentaria pareciera ser lineal, la aplicación de la fuerza lejos del CR, genera inclinaciones, cuplas intrabacket y posteriores enderezamientos, que permiten nuevas inclinaciones, y sucesivos enderezamientos. El diseño de los brackets, y más precisamente el ancho de los mismos, determina la capacidad para resistir en mayor o menor medida la inclinación.

El slot en un bracket *twinn* (gemelar) convencional se reduce de acuerdo a la inclinación que éste experimente. Si la inclinación es de 1°, el slot decrece a .020", si es de 2° a .017", y así sucesivamente. A modo de aplicación práctica de lo antedicho, si se desliza un canino utilizando un alambre de .020" de sección, la contracupla se producirá poco más allá del primer grado de inclinación coronaria a distal. Esto suele afectar la posición vertical del sector anterior pero será estudiado en detalle en el capítulo de cierre de espacios. Si bien no forman parte del *armamentarium* de nuestros días, los brackets con *power arm* o brazo de fuerza fueron ideados para que la fuerza se aplicara lo más cercana posible al centro de resistencia, evitando o minimizando el momento en el segundo orden generado por la aplicación de la fuerza a nivel del bracket.



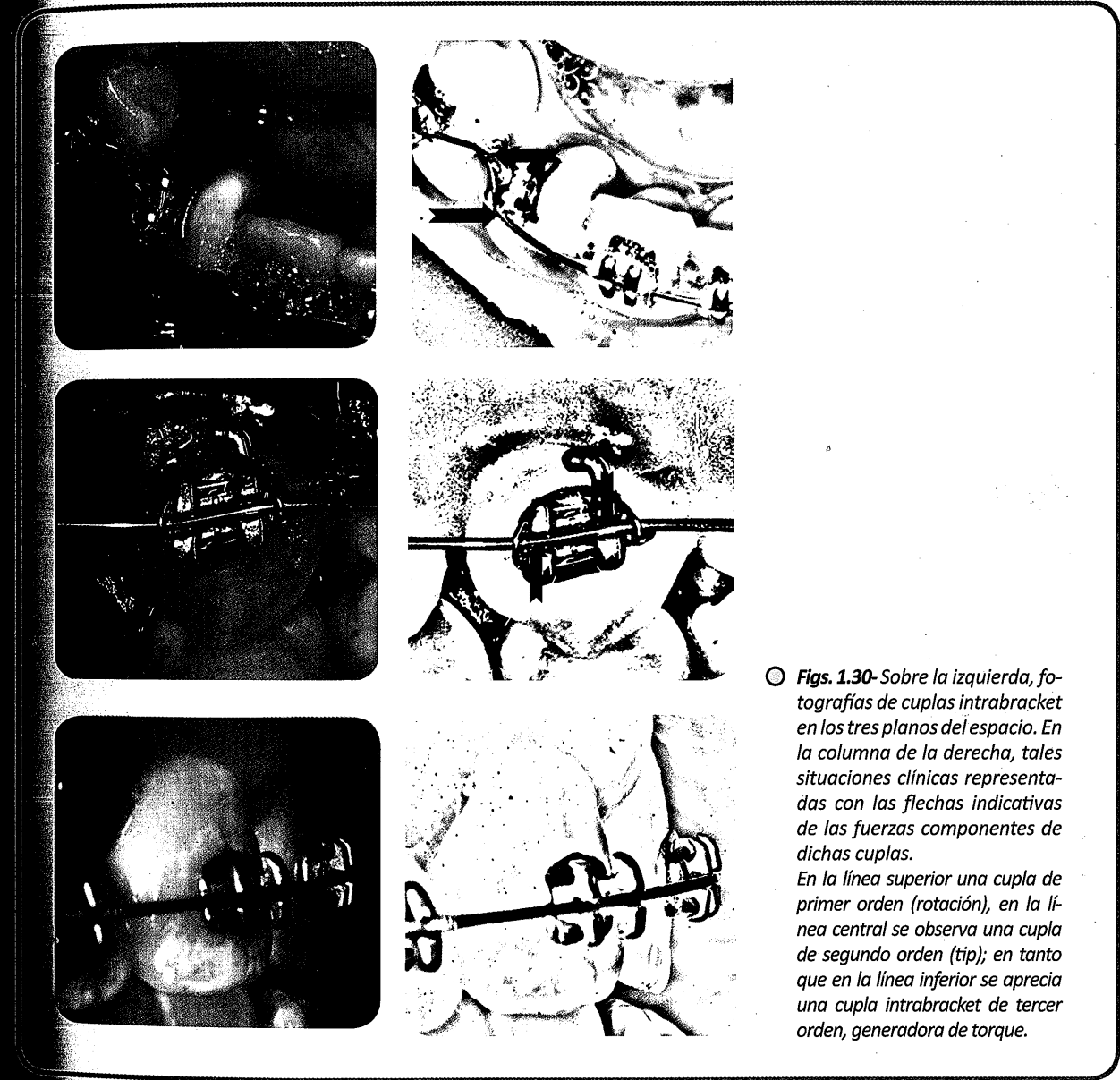
○ Figs. 1.28 - Si bien el trayecto de los caninos hacia distal pareciera ser lineal, lo cierto es que la pieza se desplaza combinando inclinaciones y enderezamientos sucesivos.



○ Fig. 1.29- El ejemplo de la izquierda ilustra la aplicación de una fuerza alejada del centro de resistencia, que produce un momento que tiende a inclinar la pieza. Sobre la derecha se observa la aplicación de una fuerza hacia distal sobre un *power arm* que acerca el punto de aplicación de la fuerza al centro de resistencia, minimizando la tendencia a rotar de la pieza dentaria. La contracupla que el bracket genera sobre el alambre al inclinarse la pieza colabora para disminuir dicha reacción indeseable.

TIPOS DE CUPLAS

Si bien los ejemplos de cupla intrabacket se centraron en el segundo orden, las cuplas intrabacket pueden ser de primer, segundo o tercer orden, hecho éste a su vez que no impide que la inserción de un alambre genere cuplas en distintos sentidos al mismo tiempo.



○ Figs. 1.30- Sobre la izquierda, fotografías de cuplas intrabacket en los tres planos del espacio. En la columna de la derecha, tales situaciones clínicas representadas con las flechas indicativas de las fuerzas componentes de dichas cuplas. En la línea superior una cupla de primer orden (rotación), en la línea central se observa una cupla de segundo orden (tip); en tanto que en la línea inferior se aprecia una cupla intrabacket de tercer orden, generadora de torque.

FUERZAS INTEGRANTES DE LA CUPLA

Si se descomponen las fuerzas integrantes de la cupla, cada una de ellas desplazará al CR en la dirección que lleva, pero como ambas fuerzas son iguales y opuestas, cada una moverá el CR también en dirección igual y opuesta. Ergo, ningún movimiento del CR puede ser resultante de la aplicación de una cupla, independientemente de donde sea ésta aplicada. Cada fuerza de la cupla tiende a rotar la pieza dentaria de la misma forma que se explicara con una fuerza aplicada fuera del centro de resistencia. Si ambas fuerzas se aplican de manera equidistante al CR, rotarán al diente en la misma dirección alrededor del CR. Esto se verifica en la imagen 1.31 en cuplas de primer y segundo orden.

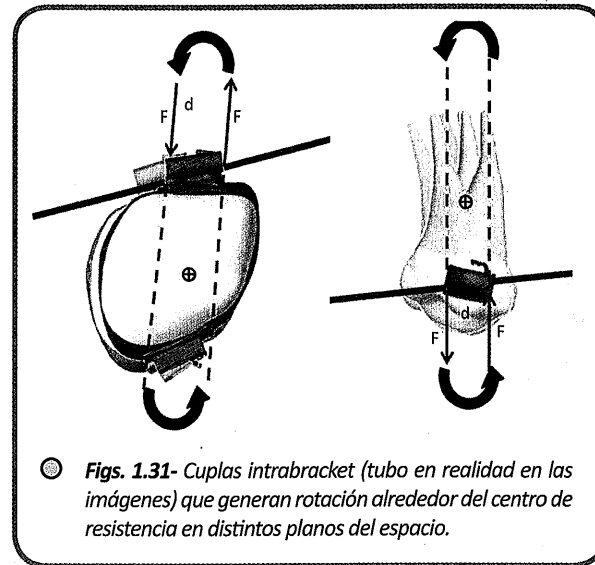


Fig. 1.31- Cuplas intrabacket (tubo en realidad en las imágenes) que generan rotación alrededor del centro de resistencia en distintos planos del espacio.

De igual manera, aunque no se encontraran equidistantes pueden producir la misma tendencia. En el ejemplo ilustrativo, se aprecia una cupla de tercer orden o torque. Las fuerzas están ejercidas a distintas distancias, aunque son, evidentemente, de igual magnitud. La diferencia en distancia genera un momento

mayor que otro, por lo que éste prevalece generando, en este caso torque radicular palatino/coronario vestibular. Lo mismo ocurre con la barra palatina, en la que la cupla se produce en anclaje palatino, o sea que ambas fuerzas operan del mismo lado del centro de resistencia.

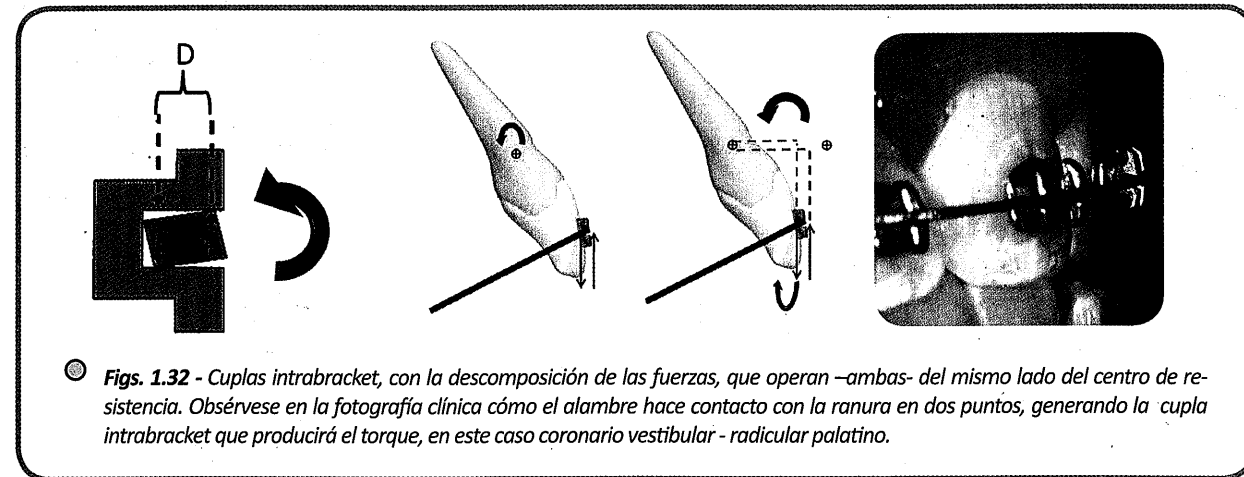


Fig. 1.32 - Cuplas intrabacket, con la descomposición de las fuerzas, que operan -ambas- del mismo lado del centro de resistencia. Obsérvese en la fotografía clínica cómo el alambre hace contacto con la ranura en dos puntos, generando la cupla intrabacket que producirá el torque, en este caso coronario vestibular - radicular palatino.

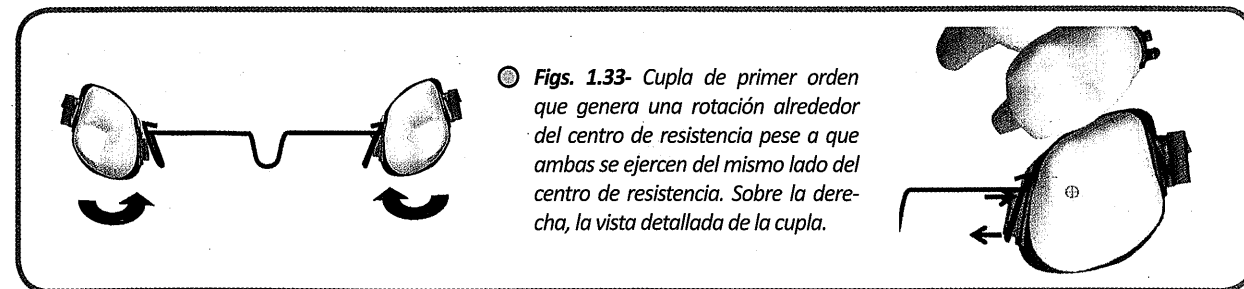


Fig. 1.33- Cupla de primer orden que genera una rotación alrededor del centro de resistencia pese a que ambas se ejercen del mismo lado del centro de resistencia. Sobre la derecha, la vista detallada de la cupla.

VARIACIÓN DE LA RELACIÓN MOMENTO- FUERZA

La posibilidad de generar cuplas intrabacket permite variar la proporción entre momento y fuerza, clave para que el centro de rotación se localice de la manera más conveniente a los fines ortodóncicos de cada caso en particular. Se tomará en cuenta sólo la vista sagital de un incisivo a los efectos de simplificar la descripción de los diferentes efectos generados al cambiar la relación entre momento y fuerza aplicada a dicha pieza. Asimismo, se añadirán ejemplos de aplicaciones clínicas en las que se cumplen tales combinaciones, que sitúan el centro de rotación a diferentes niveles.

Centro de rotación cercano al centro de resistencia

Una fuerza simple, aplicada en sentido vestibulopalatino, en una relación momento - fuerza que puede ir de 0:1 hasta aproximadamente 5:1 generará movimientos opuestos de ápice y corona dentaria. Ese tipo de movimiento es deseable en casos de incisivos retroinclinados con necesidad de llevar las coronas hacia vestibular. En incisivos proclinalados, con los ápices próximos a la cortical palatina o lingual, este movimiento es igualmente indicado al momento de retraer tales piezas. Es importante tener en cuenta la posición inicial que presenta el ápice, para planificar el probable riesgo que su inclinación, inversa a la de la corona, genere al migrar hacia -o a través- de la cortical (fig. 1.36).

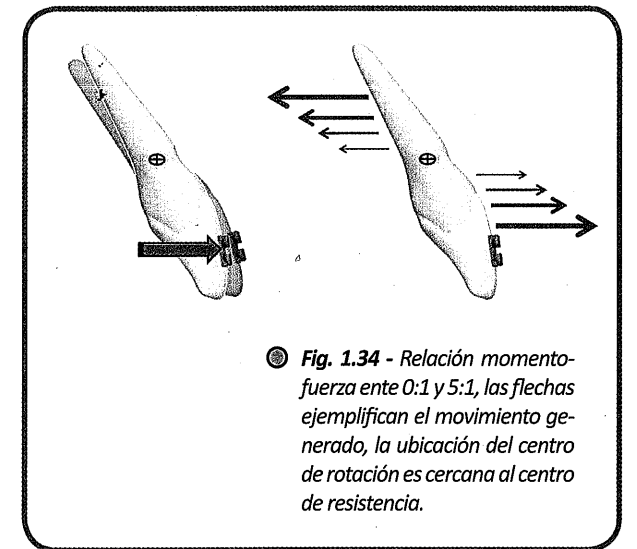


Fig. 1.34 - Relación momento-fuerza ente 0:1 y 5:1, las flechas ejemplifican el movimiento generado, la ubicación del centro de rotación es cercana al centro de resistencia.

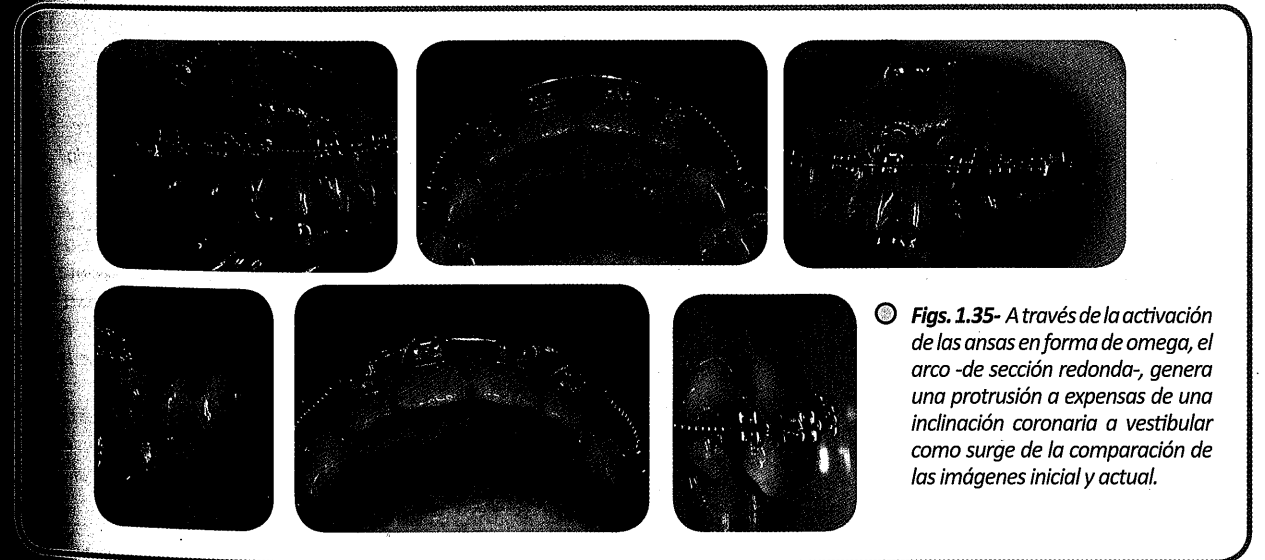
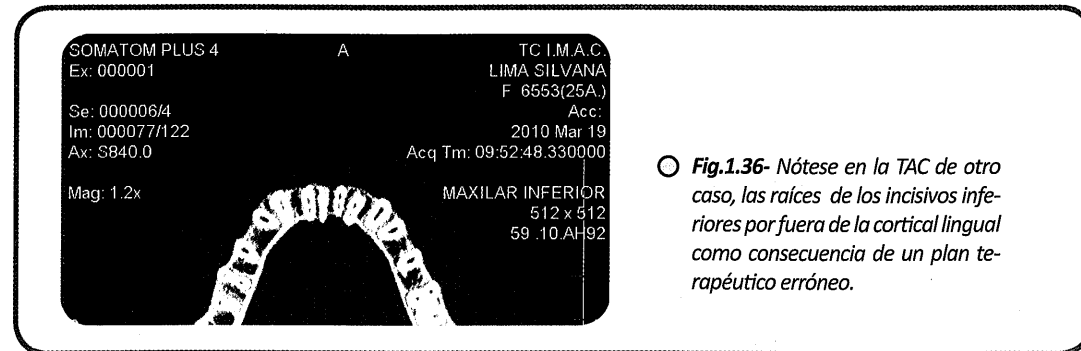


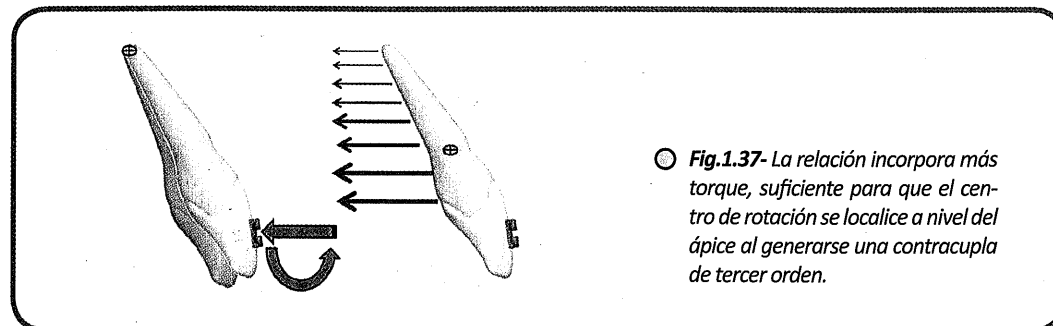
Fig. 1.35- A través de la activación de las ansas en forma de omega, el arco -de sección redonda-, genera una protrusión a expensas de una inclinación coronaria a vestibular como surge de la comparación de las imágenes inicial y actual.



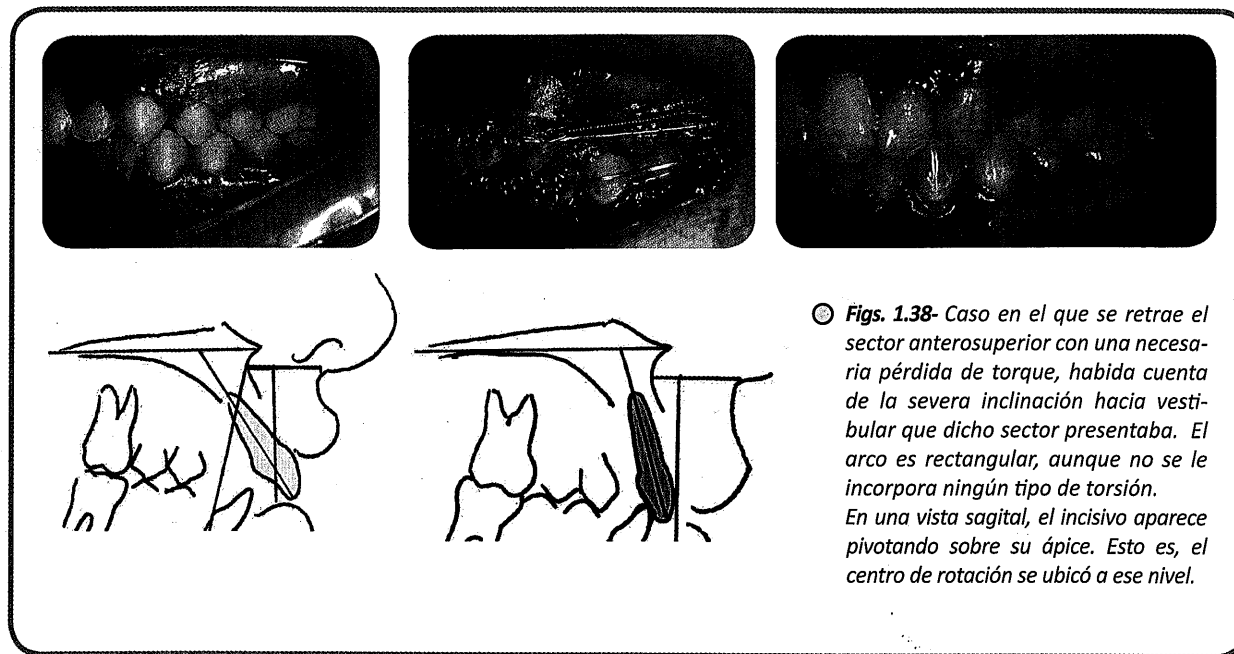
○ Fig.1.36- Nótese en la TAC de otro caso, las raíces de los incisivos inferiores por fuera de la cortical lingual como consecuencia de un plan terapéutico erróneo.

Centro de rotación a nivel apical

Si la relación momento - fuerza es de alrededor de 7:1, por la aplicación de torque en un alambre rectangular u otro diseño que genere un momento, se logrará un grado mayor de control de la inclinación, localizándose el centro de rotación en este caso, alrededor del ápice radicular. Este tipo de movimiento es aplicable en casos de protrusión dentaria.



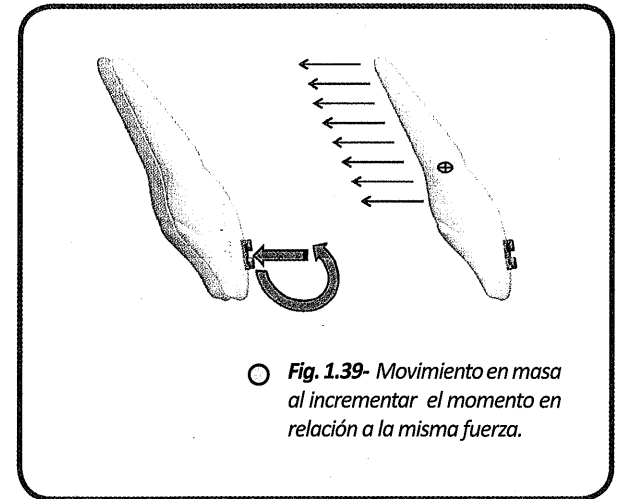
○ Fig.1.37- La relación incorpora más torque, suficiente para que el centro de rotación se localice a nivel del ápice al generarse una contracupla de tercer orden.



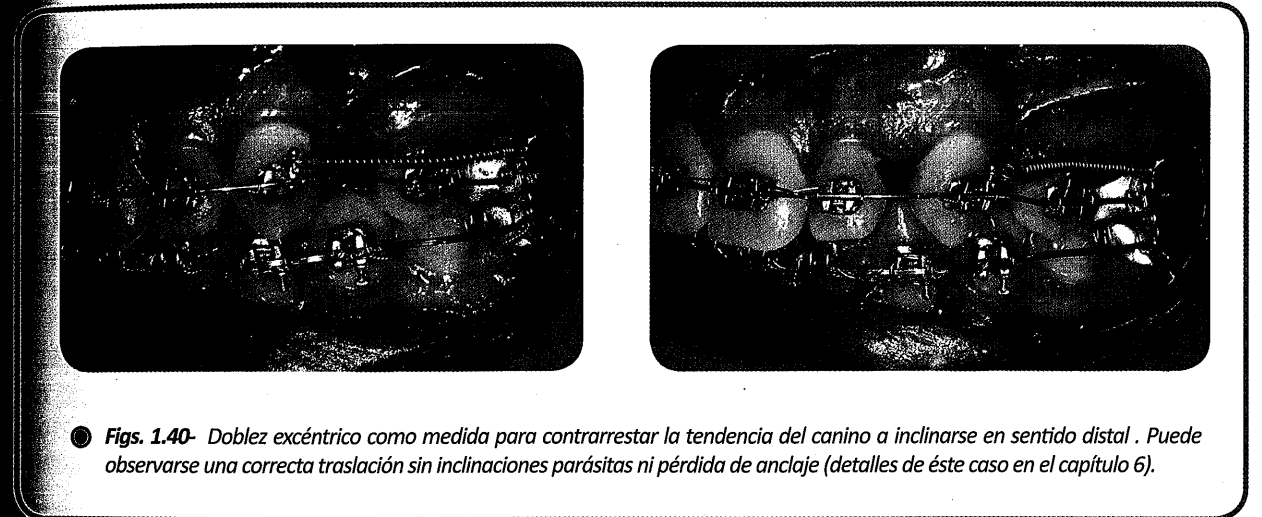
○ Figs. 1.38- Caso en el que se retrae el sector anteriosuperior con una necesaria pérdida de torque, habida cuenta de la severa inclinación hacia vestibular que dicho sector presentaba. El arco es rectangular, aunque no se le incorpora ningún tipo de torsión. En una vista sagital, el incisivo aparece pivotando sobre su ápice. Esto es, el centro de rotación se ubicó a ese nivel.

Centro de rotación en el infinito

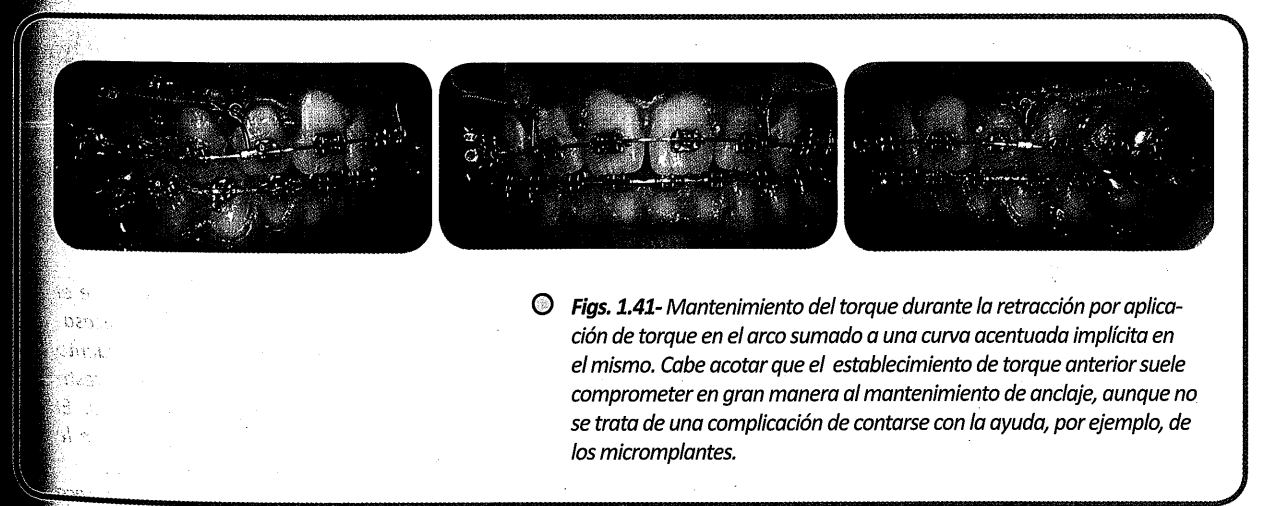
Si lo que se intenta lograr es un movimiento en masa de una pieza dentaria, llevando el centro de rotación al infinito, la relación momento - fuerza deberá trepar a 10:1. Este es un movimiento de gran dificultad. De no poder aplicarse la fuerza tan a nivel del centro de resistencia como sea posible, como se demostrara previamente, se deberán generar momentos con el alambre, tanto sea aplicando curvas en el arco, como dobleces que contrarresten la tendencia a la inclinación.



○ Fig. 1.39- Movimiento en masa al incrementar el momento en relación a la misma fuerza.



○ Figs. 1.40- Dobleza excéntrica como medida para contrarrestar la tendencia del canino a inclinarse en sentido distal. Puede observarse una correcta traslación sin inclinaciones parásitas ni pérdida de anclaje (detalles de éste caso en el capítulo 6).



○ Figs. 1.41- Mantenimiento del torque durante la retraction por aplicación de torque en el arco sumado a una curva acentuada implícita en el mismo. Cabe acotar que el establecimiento de torque anterior suele comprometer en gran manera al mantenimiento de anclaje, aunque no se trata de una complicación de contarse con la ayuda, por ejemplo, de los micromplantas.

Centro de Rotación a nivel incisal

Una mayor proporción momento-fuerza, de aproximadamente 12:1 puede situar el CR a nivel del borde incisal moviendo solamente la raíz dentaria. La aplicación clínica de este tipo de activación es aquella en la que se necesita torque anterior, sin por ello protruir. Una acción similar puede generarse si se tracciona una pieza desde un punto de aplicación apical al centro de resistencia.

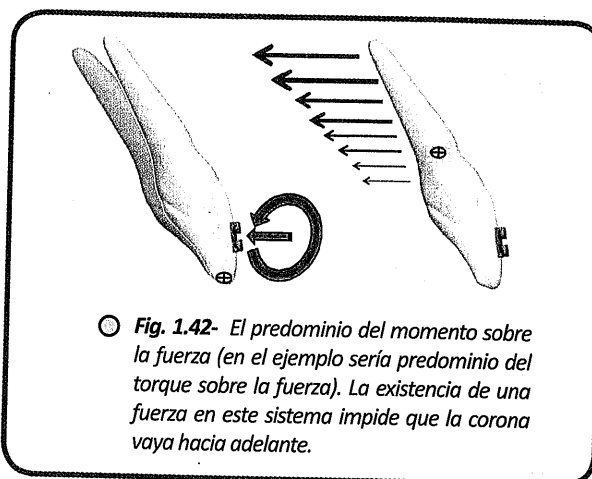
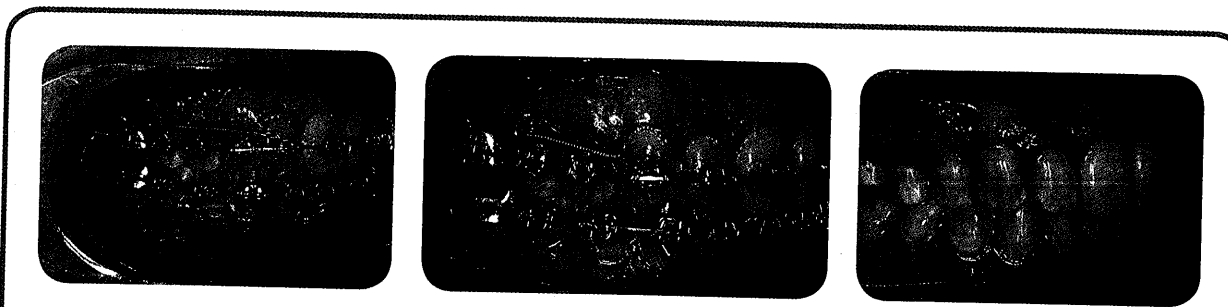
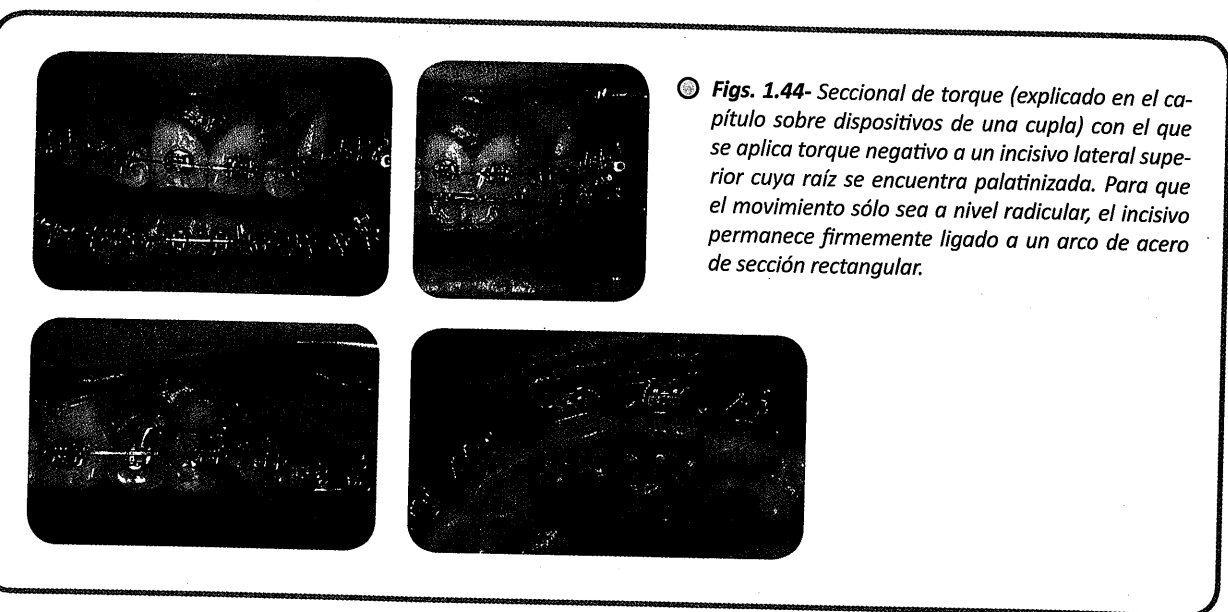


Fig. 1.42- El predominio del momento sobre la fuerza (en el ejemplo sería predominio del torque sobre la fuerza). La existencia de una fuerza en este sistema impide que la corona vaya hacia adelante.



Figs. 1.43- Caso de distalización en masa (descrito ampliamente en el capítulo referido al tema) que muestra una gran verticalización incisiva como consecuencia de la retracción. En la imagen central se insertó un arco con un acentuado torque anterior para devolverle a las piezas anteriores una inclinación normal, aunque, para que tal movimiento sólo se manifieste en sentido radicular palatino y no vestibularizando las coronas, se mantuvo una leve fuerza hacia distal desde el microimplante. Esto puede corroborarse al ver el resorte casi pasivo. En la imagen de la derecha, el caso finalizado con los incisivos en buena posición.



Figs. 1.44- Seccional de torque (explicado en el capítulo sobre dispositivos de una cupla) con el que se aplica torque negativo a un incisivo lateral superior cuya raíz se encuentra palatinizada. Para que el movimiento sólo sea a nivel radicular, el incisivo permanece firmemente ligado a un arco de acero de sección rectangular.

EL INEVITABLE EQUILIBRIO - ESTÁTICA

El dominio de la acción a llevar a cabo presupone un alto grado de conocimiento e imaginación, pero igualmente eso constituye sólo la mitad de la historia.

El equilibrio presente en todo sistema de fuerzas además obliga a pensar en el otro extremo de los hechos: el sector reactivo, para no sorprenderse por los efectos colaterales adversos.

Es por ello que se hará, como paso previo al estudio de las acciones de los distintos dobles, una referencia a las leyes de Newton.

La estática es la parte de la mecánica que estudia las fuerzas que actúan en un cuerpo en reposo. Si el cuerpo estuviese en movimiento sería estudiado por la cinemática.

El equilibrio estático presente en los sistemas de fuerzas ortodóncicos obedece a las leyes de Newton, que son las siguientes:

1° Ley de Newton o Ley de Inercia: Todo cuerpo permanece en estado de reposo o movimiento uniforme en una línea recta a menos que se lo fuerce a cambiar por la fuerza ejercida sobre él.

2° Ley de Newton o Ley de Aceleración: El cambio de movimiento es proporcional a la fuerza motriz ejercida y se realiza en la dirección de una línea recta sobre la cual se ejerce la fuerza.

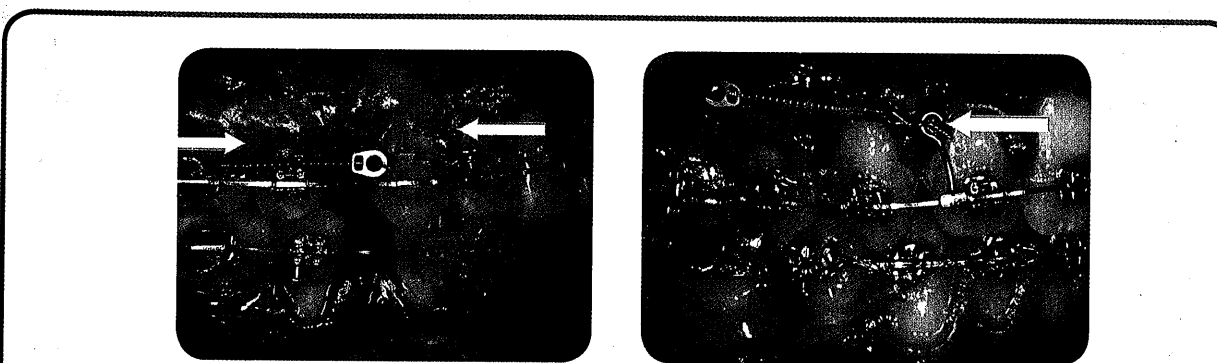
3° Ley de Newton o Ley de acción y reacción: Para cada acción existe siempre una reacción igual y opuesta.

La aplicación de estas leyes a la Ortodoncia ocurre en todo momento; tan pronto un alambre es insertado en las ranuras de brackets que reproducen malposiciones dentarias, la primera y tercera leyes entran en vigencia. Inicialmente todo el sistema se encuentra en reposo aunque el periodonto prepara la respuesta en base a las tensiones y presiones que siente, esto es la ley de Inercia que no es relevante clínicamente.

Asimismo, el alambre, con sus propiedades físicas ejerce una acción sobre los dientes, a la que éstos responden con una fuerza igual y contraria sobre el alambre, tal la definición de la Ley de acción y reacción que definitivamente es relevante.

Una aplicación sumamente básica del concepto de acción y reacción es la pérdida de anclaje, y todo ortodoncista conoce, prefiere o utiliza algún medio de anclaje para evitar la reacción (mesialización involuntaria) sobre el molar. De igual manera, conocer los efectos colaterales, hará sumamente eficiente el planeamiento y terapéutica ortodóncicos.

La aparición de los microimplantes cambió en parte este tópico, ya que al ser un anclaje no dentario, exceptúa al sector del anclaje de sufrir la reacción.



Figs. 1.45- Acción y reacción: en ambas imágenes se está aplicando una fuerza para retraer el sector anterior en conjunto, esa es la acción. En la imagen izquierda, el anclaje es provisto por los molares, que más allá de los distintos dispositivos de anclaje que puedan adicionársele, siempre tendrán una tendencia a mesializarse a modo de reacción. En la imagen derecha el anclaje es provisto por un microimplante, que elimina la reacción generando un cierre de espacios en un solo sentido.

Es al analizar el equilibrio estático cuando la ley de acción y reacción se hace más evidente. Tal equilibrio requiere que la suma de las fuerzas y momentos aplicados sea siempre igual a 0. Esto puede considerarse de varias maneras pero básicamente podría tratarse de un sistema en el que se apliquen fuerzas y momentos equivalentes o bien sistemas en el que en un extremo se encuentre un momento mayor con

una fuerza leve, y lo opuesto en el otro extremo. Pero siempre, invariablemente, se generará un sistema en que haya equilibrio. Esta básica regla de la física extrapolada a la ortodoncia es tal vez lo que más rápidamente pierde de vista el clínico novel, que guiado por el entusiasmo tiende a ver solamente la acción deseada, ignorando involuntariamente la reacción.

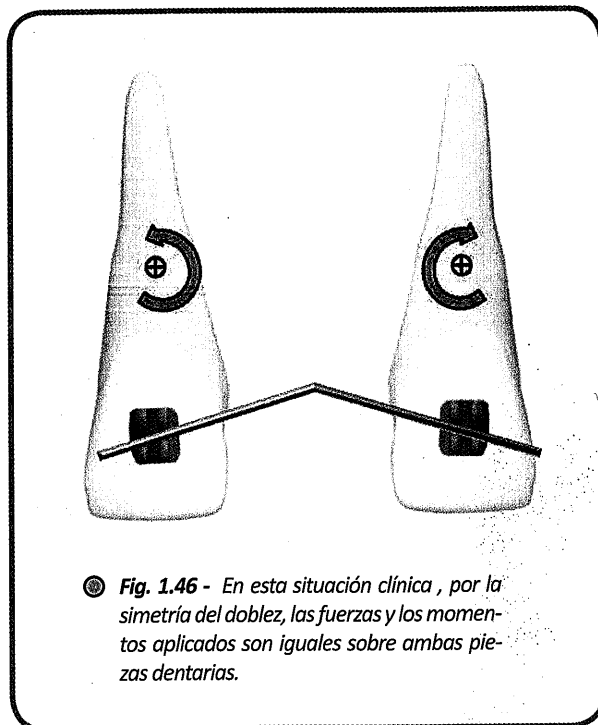


Fig. 1.46 - En esta situación clínica, por la simetría del doblado, las fuerzas y los momentos aplicados son iguales sobre ambas piezas dentarias.

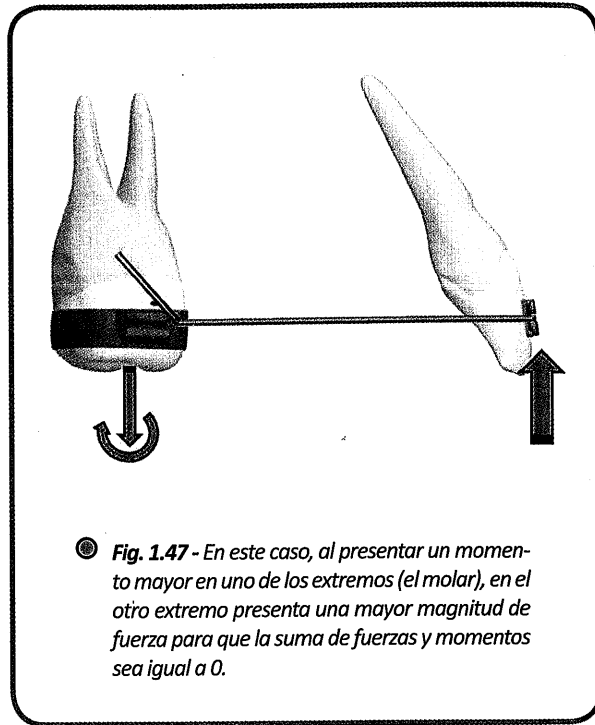
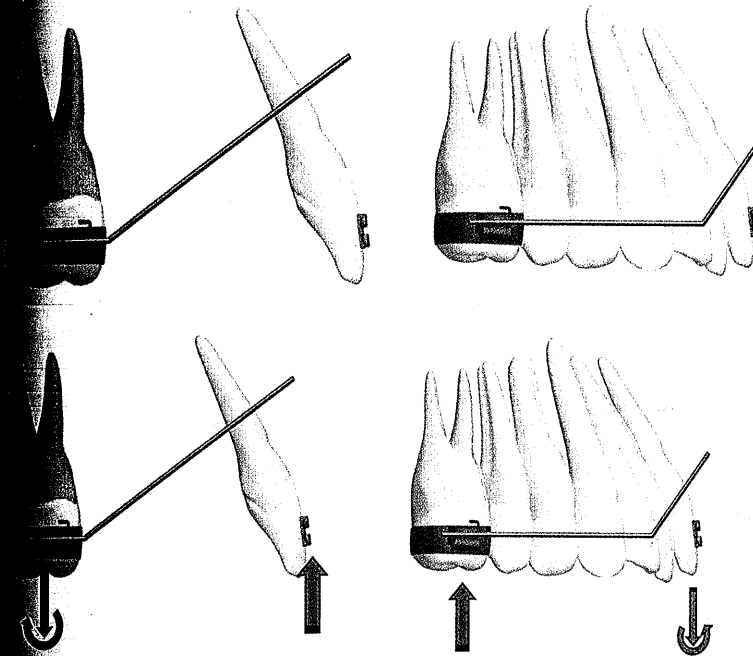


Fig. 1.47 - En este caso, al presentar un momento mayor en uno de los extremos (el molar), en el otro extremo presenta una mayor magnitud de fuerza para que la suma de fuerzas y momentos sea igual a 0.

VISUALIZACIÓN CLÍNICA Y ERRORES DE CONCEPTO

La visualización clínica suele llevar a equívocos en gran cantidad de casos. Por ejemplo, en las dos figuras que pueden verse en la página siguiente suele inferirse un efecto intrusivo en el sector anterior, aunque sólo en una de ellas el efecto sea tal. En la figura 1.48a efectivamente se estará logrando intrusión anterior, con la consiguiente contraparte de rotación coronaria distal y extrusión en la zona posterior.

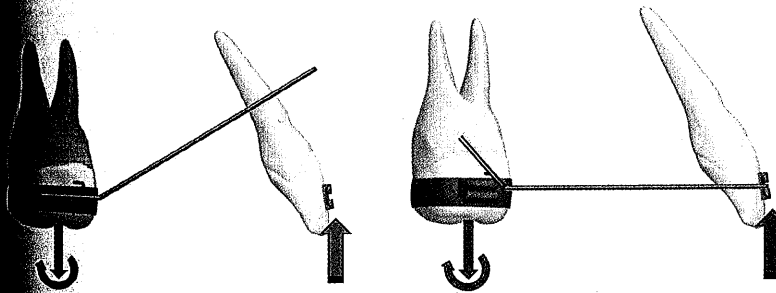
Esto grafica simplemente, el equilibrio. En la figura 1.48b en cambio, al estar el doblado próximo a la zona anterior, la rotación y la extrusión están en el sector anterior (de hecho, esta configuración recibe la denominación de arco de torque y será graficado durante el texto), con lo que el componente intrusivo actúa en el sector posterior. Los doblados y sus diferentes configuraciones serán explicados en este mismo capítulo.



Figs. 1.48a y 1.48b- Si bien aparentan acciones similares, son diametralmente opuestas al estar el doblado excéntrico cercano al sector posterior en el gráfico de la izquierda y próximo al sector anterior en la imagen de la derecha.

de igual manera, si se considera, uno u otro punto de fijación inicial, pareciera que el mismo arco generara distintos efectos, aunque sólo es efecto de un erróneo entendimiento de la biomecánica y sus doblados. En la figura de la izquierda se ve claramente que en el sector anterior recibirá fuerza intrusiva, en tanto que el sector posterior es

por la proximidad del doblado, el que recibe rotación y una fuerza asociada extrusiva. En la figura de la derecha, en cambio, el arco está insertado en el sector anterior, con lo cual tiende a dar la impresión errada de producir intrusión posterior, aunque claramente se observa que se trata del mismo arco y mismo doblado en las dos figuras.



Figs. 1.49- Similar acción, sólo que colocado en el tubo o en el sector anterior.

Como expliqué más arriba que en todo sistema de fuerzas, el equilibrio es simplemente que la suma de las fuerzas y los momentos sea igual a cero, con lo que en ambos extremos de un sistema pueden recibir fuerzas y momentos iguales o bien, si en un extremo del sistema existe una fuerza mayor, en el otro forzosamente habrá una contraparte dada por un mayor momento. Esto es sumamente im-

portante de recordar a la hora de razonar o entender cualquier aplicación, por ejemplo, de una barra palatina. Nunca puede haber acciones similares en ambos extremos de un doblado asimétrico, por lo que pasarán a describirse los tipos de doblados que generan distintas reacciones en las piezas dentarias ya que en ellos - particularmente en su ubicación - radica la diferencia del efecto generado.

SISTEMAS DE FUERZAS y MOVIMIENTOS DENTALES RESULTANTES - DOBLECES

Es clave entender que aunque seamos contemporáneos de la era del arco recto, no sólo suele ser frecuente la necesidad de introducir dobleces en el alambre, sino que también las inclinaciones de las piezas al insertarles un arco en las ranuras hacen las veces de dobleces. Es por ello que el conocimiento de las reacciones de las piezas dentarias ante los diferentes tipos de dobleces es vital para el dominio de la biomecánica.

SISTEMAS DE UNA CUPLA

En este tipo de dispositivos, el alambre sólo va inserto en una ranura o tubo en uno de sus extremos, y su activación suele ser un doblez próximo a este extremo.

Entre los dispositivos de una cupla que serán descritos en este texto, se cuentan los arcos de intrusión, de extrusión, de torque y extrusión, y los seccionales.

En el extremo opuesto al de la cupla, la aplicación

APLICACIONES CLÍNICAS DE LAS CUPLAS y DOBLECES

- Sistemas de una cupla.
- Sistemas de dos cuplas iguales y de dirección opuesta-Dobleces Céntrico.
- Sistemas de dos cuplas desiguales y de dirección opuesta-Dobleces Excéntrico.
- Sistemas de dos cuplas en la misma dirección-Dobleces en Step o escalera.

de la fuerza es monopuntual, de manera tal que se tiene total control de la magnitud de la fuerza aplicada y, de ser requerido, también puede calcularse no sólo la magnitud del momento en el extremo de la cupla, sino también descomponer la cupla en las dos fuerzas actuantes que la conforman. Las aplicaciones clínicas de los sistemas de una cupla serán ampliamente descritas en los capítulos dedicado a la biomecánica de los cantilevers (9 y 10).

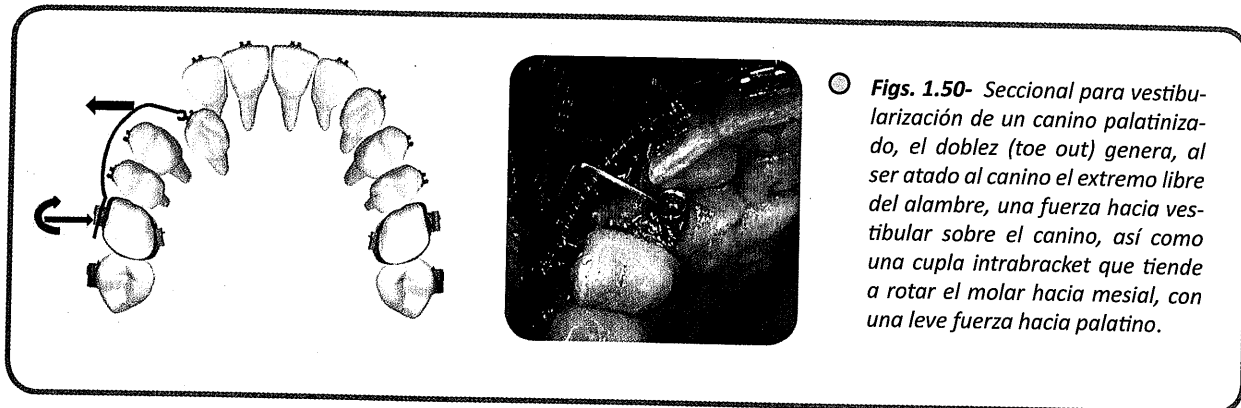


Fig. 1.50- Seccional para vestibularización de un canino palatinizado, el doblez (toe out) genera, al ser atado al canino el extremo libre del alambre, una fuerza hacia vestibular sobre el canino, así como una cupla intrabacket que tiende a rotar el molar hacia mesial, con una leve fuerza hacia palatino.

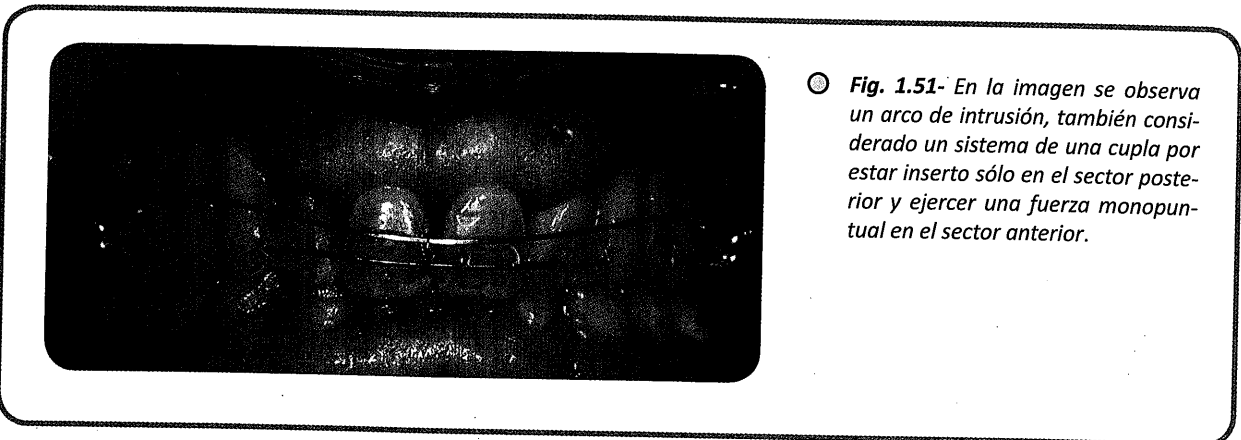


Fig. 1.51- En la imagen se observa un arco de intrusión, también considerado un sistema de una cupla por estar inserto sólo en el sector posterior y ejercer una fuerza monopuntual en el sector anterior.

SISTEMAS DE DOS CUPLAS

Un sistema de dos cuplas es aquel en el que ambos extremos del alambre se insertan en una ranura, tubo o caja palatina, a diferencia del previamente descrito sistema de una cupla en el que sólo uno de ellos se encontraba sujeto. Entre los sistemas de dos cuplas se cuentan el arco utilitario, una variante del arco de torque y extrusión y las barras palatinas. Para la predeterminación de la dirección de las fuerzas de equilibrio asociadas se descompone el sistema de dos cuplas en dos sistemas de una sola, esto es lo que se suele hacer con una barra

palatina al insertarla solamente de un lado para observar atentamente el comportamiento del otro extremo.

Es asimismo importante la observación del ángulo de entrada de cada bracket porque es precisamente el que presente el mayor ángulo de entrada aquel en el que se va a producir el momento de mayor magnitud, hecho que a su vez determina la dirección de las fuerzas asociadas para llegar al equilibrio. Esta frase cobrará sentido en el capítulo sobre armado racional de casos ortodóncicos.

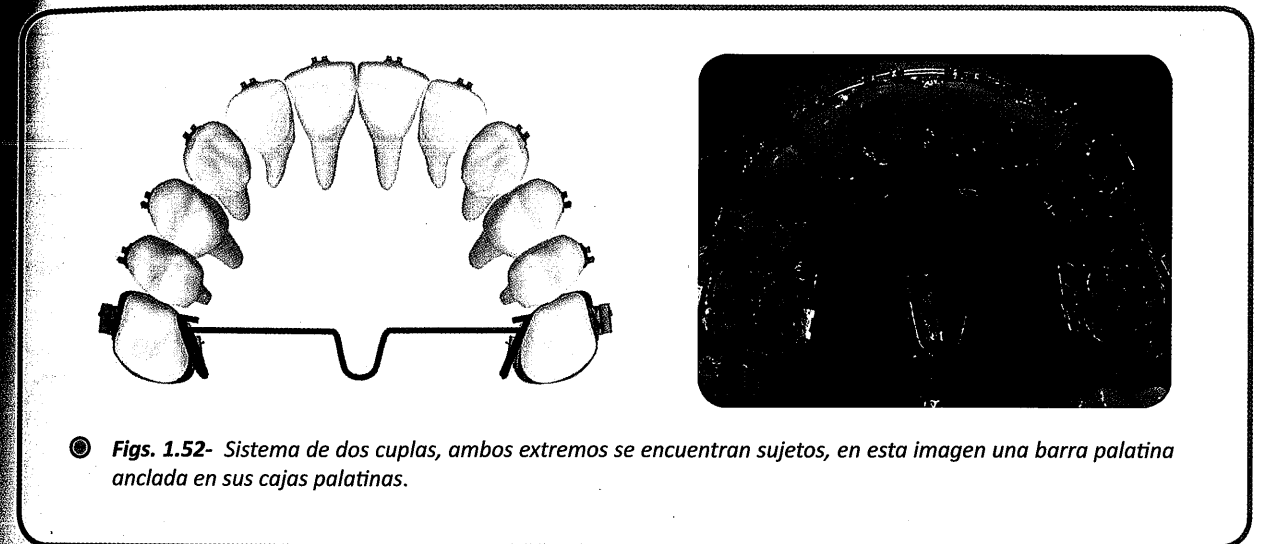


Fig. 1.52- Sistema de dos cuplas, ambos extremos se encuentran sujetos, en esta imagen una barra palatina anclada en sus cajas palatinas.

Dentro de las variantes que pueden encontrarse en los sistemas de dos cuplas, éstas pueden ser iguales y de dirección opuesta, desiguales y de dirección opuesta, o bien presentarse en la misma dirección.

A continuación, en las páginas sucesivas, se detallarán estas distintas variantes con el agregado de ejemplos clínicos.

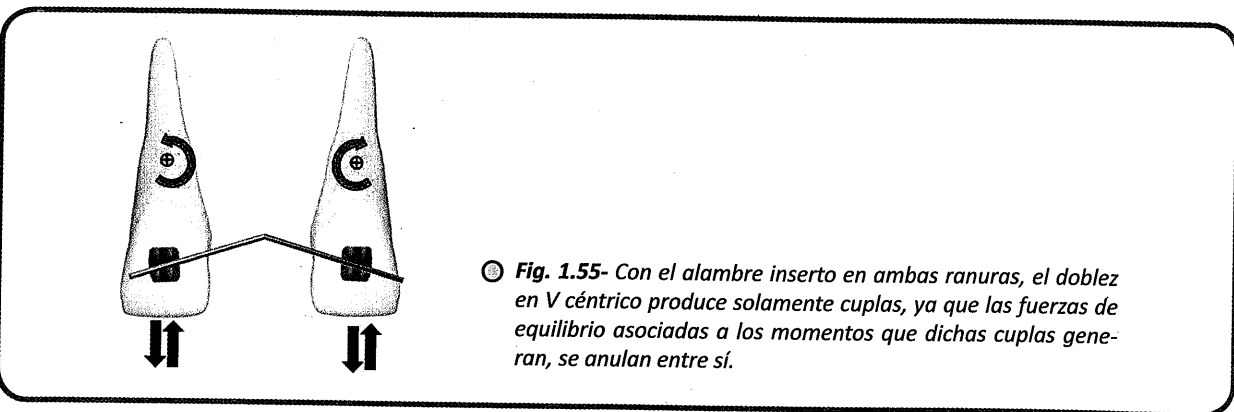
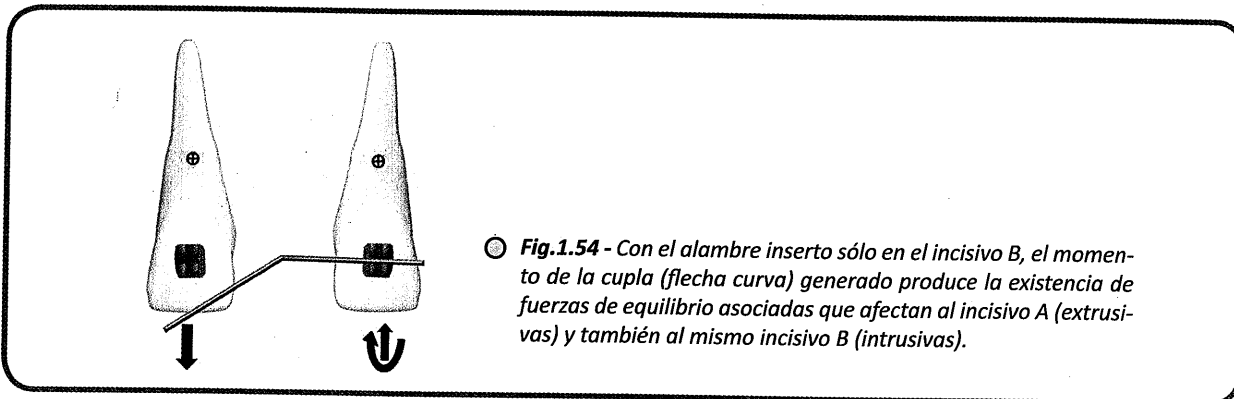
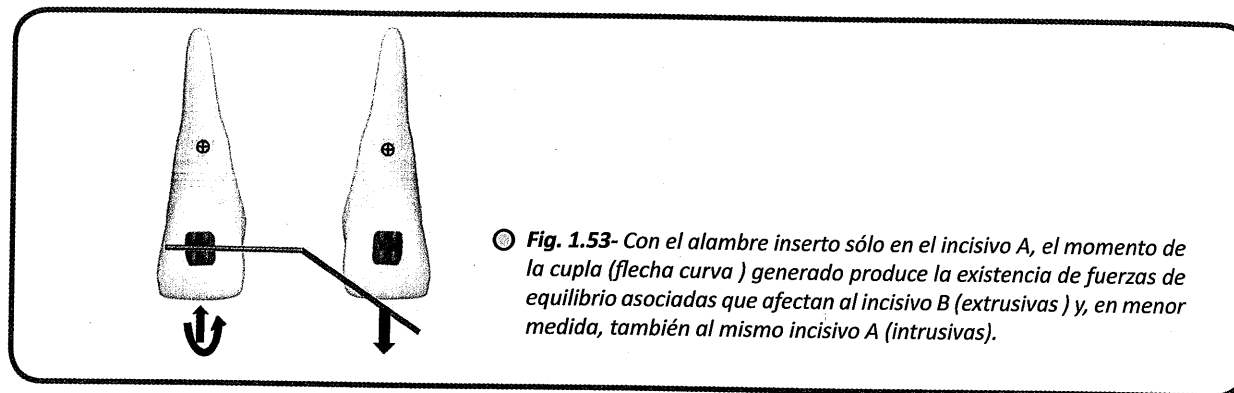
DOS CUPLAS IGUALES Y DE DIRECCIÓN OPUESTA

Doble en V Céntrico

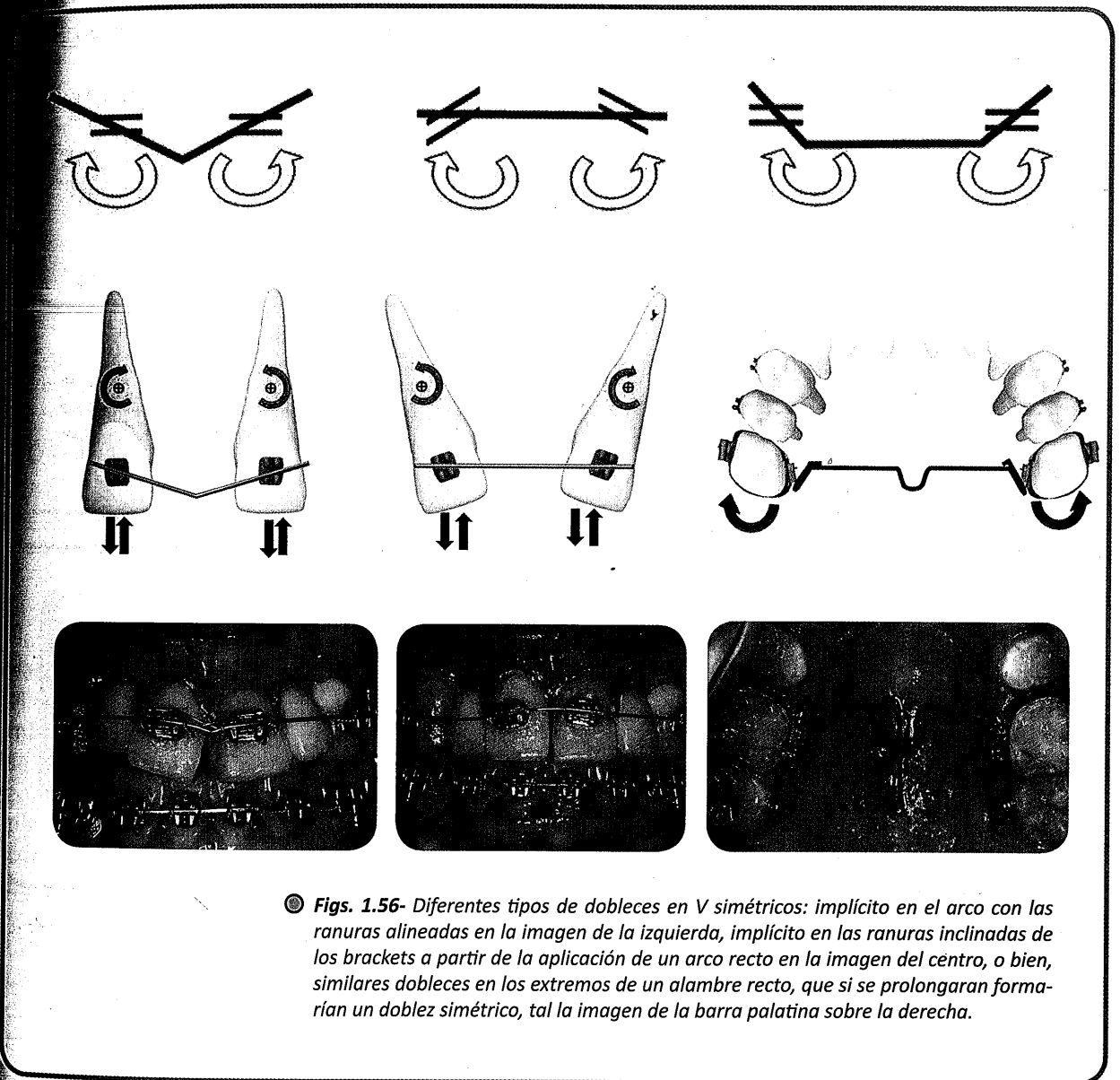
Para una mejor comprensión, los sistemas se ejemplificarán utilizando dos incisivos con sus brackets y ranuras alineados, aunque clínicamente sea ésta una situación poco frecuente. En un sistema de dos cuplas cuyos momentos son iguales y opuestos, las fuerzas de equilibrio asociadas se anulan entre sí, de tal manera que sólo se producirá rotación. El razonamiento biomecánico para llegar a tal

conclusión lo desarrollaremos en tres partes, a saber:

1. El alambre inserto sólo en el incisivo A - el de la izquierda - (Figura 1.53).
2. El alambre inserto sólo en el incisivo B - el de la derecha - (Figura 1.54).
3. El alambre inserto en ambos incisivos (Figura 1.55).



acotar que el efecto de un doblez en V céntrico sobre dos ranuras alineadas es el mismo que un alambre recto sobre dos ranuras igualmente inclinadas. De igual manera, dos dobleces de igual inclinación en los extremos de un segmento recto de alambre generan la misma reacción que un doblez en V simétrico, el ejemplo más gráfico es la barra palatina.



Esta configuración de doblé céntrico o simétrico es aquella a utilizar cuando no se busca traslación, sino solamente la aplicación de momentos de rotación, como por ejemplo, a la hora de paralelizar raíces con un arco dentro de dos ranuras o generar rotaciones bilaterales con una barra palatina dentro de los respectivos anclajes palatinos. Se suele decir que el doblé debiera ser exactamente en el centro

de la distancia interbracket, aunque no es una afirmación exacta, dado que lo que realmente determina la igualdad de las cuplas es que los ángulos de entrada, y por ende los momentos generados, sean similares. En el caso de la barra transpalatina o Goshgarian cuando se busca una activación bilateral simétrica aunque los puntos de partida de la posición del molar no lo sean.

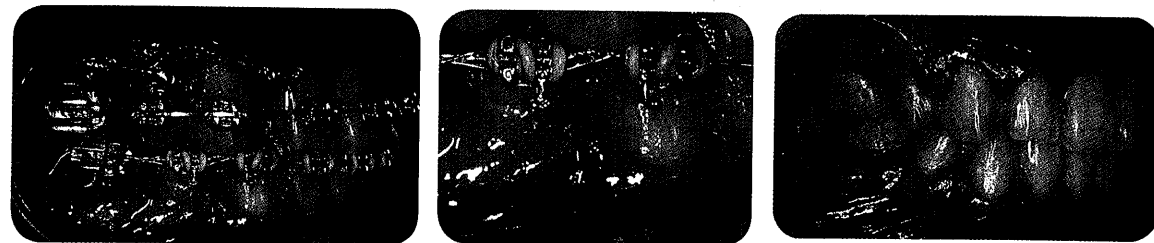


Fig. 1.57- Doblez en V para paralelizar raíces luego de un cierre de espacios. Como puede apreciarse en el acercamiento, se complementa la aproximación de las raíces con una ligadura en 8, para evitar la correspondiente separación de las coronas.

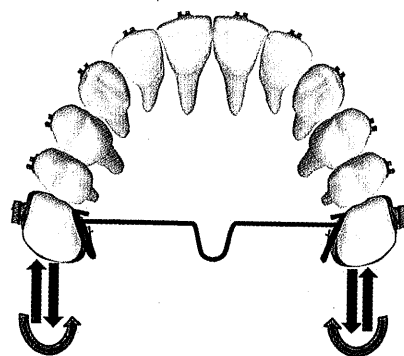
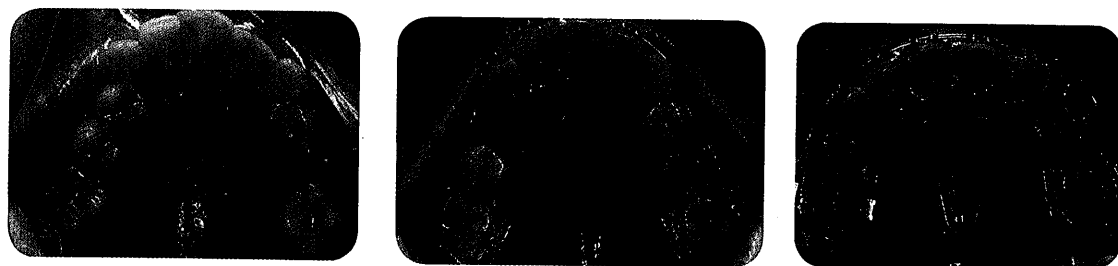


Fig. 1.58- Activación simétrica de una barra palatina, análoga a un doblé en V simétrico, de hecho, si se prolongan ambas patas se conforma una V céntrica.

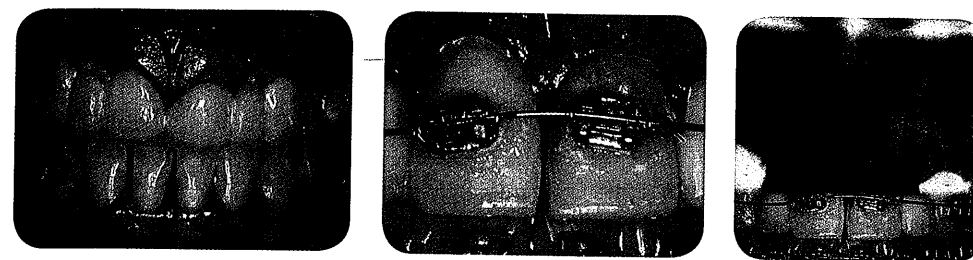
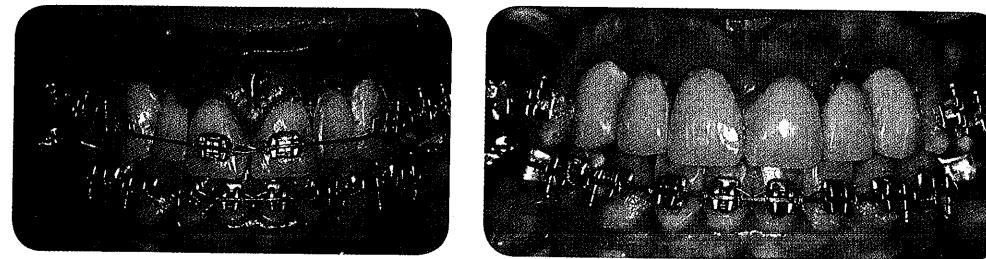


Fig. 1.59- Los brackets son adheridos con excesiva inclinación adrede, dada la divergencia radicular que la paciente presentaba. Una vez que las ranuras se observan alineadas pueden volver a repositionarse los brackets nuevamente inclinados o bien, imprimir un doblé céntrico para seguir aproximando las raíces. Lograda ya una orientación radicular acorde con el plan de tratamiento se colocó un puente provisorio a modo de contención.



DOS CUPLAS DESIGUALES Y DE DIRECCIÓN OPUESTA

Doblez en V Excéntrico o Asimétrico

Si el doblé -o la inclinación de las piezas dentarias- deja de ser simétrico, uno de los extremos pasa a tener un mayor ángulo de inserción que el otro, y por ende se genera en ese bracket un mayor momento. De la misma manera en que se explicó el ítem anterior, se desarrollará el razonamiento biomecánico sin dividirlo en tres partes, sino superponiendo a los dos brackets con sus ranuras alineadas el alambre con su doblé excéntrico, observando claramente en cuál se va a producir una mayor cupla.

Claramente se observa que el mayor momento lo experimentará el incisivo A, por lo que la dirección y magnitud de la fuerza de equilibrio asociada queda determinada por dicho momento. La cupla que acompaña a la fuerza que actúa sobre el incisivo B es clínicamente insignificante por lo que no se suele graficar con flecha alguna.

Una vez más vale la pena aclarar que no es sólo la ubicación del doblé el dato saliente para generar cuplas desiguales y opuestas, sino tam-

bién las distintas inclinaciones que pudiesen presentar las ranuras. Asimismo, dos dobleces asimétricos en los extremos de un alambre recto generan exactamente el mismo efecto.

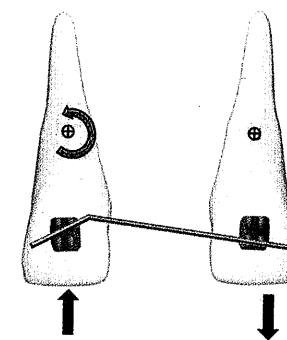


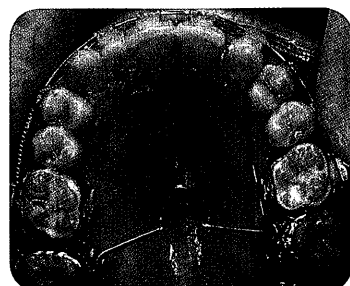
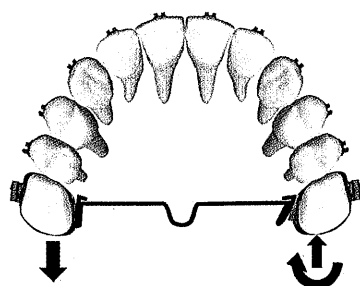
Fig. 1.60- Doblez en V asimétrico: al no ser fuerzas y momentos iguales, de un lado se genera un momento mayor (acompañado de una leve fuerza), contrarrestado en el otro extremo por una fuerza de una magnitud mayor, de manera que la suma sea igual a 0.

Las aplicaciones clínicas de este tipo de doblez son múltiples, como por ejemplo una activación asimétrica de la barra palatina, en la que en el extremo que presenta el mayor ángulo de inserción se genera un momento mayor y en el extremo opuesto las fuerzas de equilibrio asociadas.

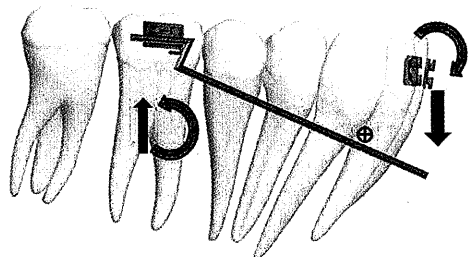
También se puede aplicar este tipo de doblez en el arco para lograr determinados efectos en ciertas etapas de tratamiento. Es tan importante entender los efectos como las consecuencias de este tipo de acciones, ya sea para utilizarlas para nuestro provecho o bien evitarlas.



○ Figs. 1.61- Doblez en V asimétrico: en esta situación clínica, se aprovecha la necesidad de intruir el segundo molar y asentar el segundo premolar. El doblez está próximo al premolar y se retiró temporalmente la banda del primer molar para proveer la distancia necesaria para la acción.



○ Figs.1.62- Activación en V asimétrica de la barra palatina para generar una leve distalización molar del lado izquierdo. Nótese que al lograr la distalización, la reacción sobre el molar derecho es una rotación, en esta imagen, en sentido antihorario.



○ Fig.1.63- En la imagen, otro sistema basado en un doblez asimétrico, como lo es el arco de intrusión, tópico largamente desarrollado en capítulos posteriores.

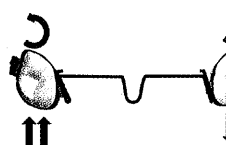
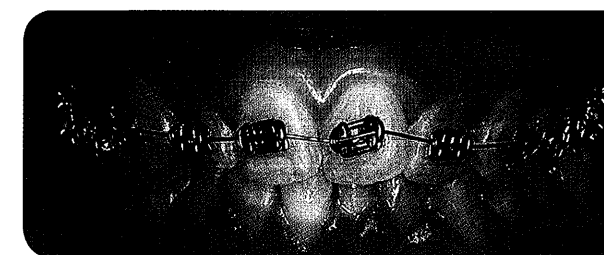
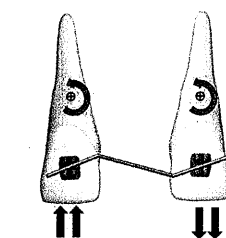
DOS CUPLAS DE IGUAL DIRECCIÓN

Doblez en Step o Escalera

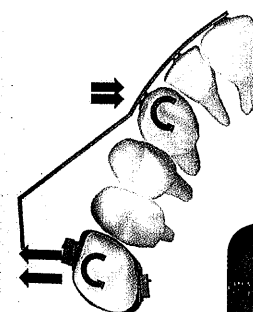
La última variante en un sistema de dos cuclas es aquella en las que éstas actúen en la misma dirección. Cuando ambos momentos operan en la misma dirección, también lo hacen las fuerzas de equilibrio asociadas, aumentando su magnitud significativamente. Este tipo de configuración se denomina doblez en step o escalera, y no varía demasiado su efecto por el hecho de estar más o menos centrado respecto de los dos brackets.

El mismo efecto se generaría por tener dos brackets inclinados en el mismo sentido, o bien, teniendo dos extremos de un alambre recto doblados en el mismo sentido.

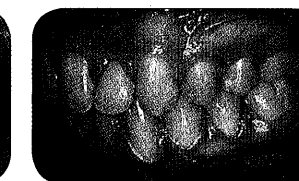
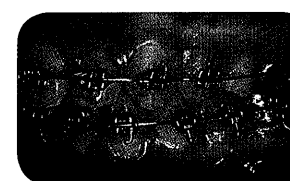
Es realmente poco frecuente la utilización clínica de esta configuración de doblez, aunque sí es importante saber predefinirla, habida cuenta del aumento en la magnitud de la fuerza que genera.



○ Figs. 1.64- Doblez en step o escalera, ya sea a través de dobleces en el arco o de preinclinaciones en las ranuras. En la imagen de la izquierda abajo, activación en step de una barra palatina, de difícil aplicación clínica ya que raramente se presentan los molares con esta configuración.



○ Figs. 1.65- Activación transversal en escalón que brinda la posibilidad de expandir unilateralmente aunque sólo resulta útil cuando la expansión buscada es mínima. Nótese que se evita ex profeso que el arco pase por los premolares, el segundo no posee bracket y el primero no está ligado. De esta manera el tramo generado entre los extremos (canino y molar) permite que los dobleces se expresen correctamente.

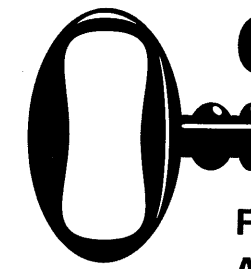




Conclusiones

Este capítulo es sin duda el pilar fundamental para entender todos los demás con gran facilidad, y es el refugio al cual volver en momentos de duda ante cualquier descripción ulterior. Todas las acciones descritas serán aplicadas en los capítulos subsiguientes, hecho que sin duda reafirmará los conceptos que aún se encuentren endebles.

Igualmente, antes de pasar a las aplicaciones clínicas, el segmento siguiente se ocupará de las propiedades inherentes a los materiales utilizados en ortodoncia, verdaderas vedettes de los últimos años, aunque ésto no siempre resulte una ventaja para el clínico.



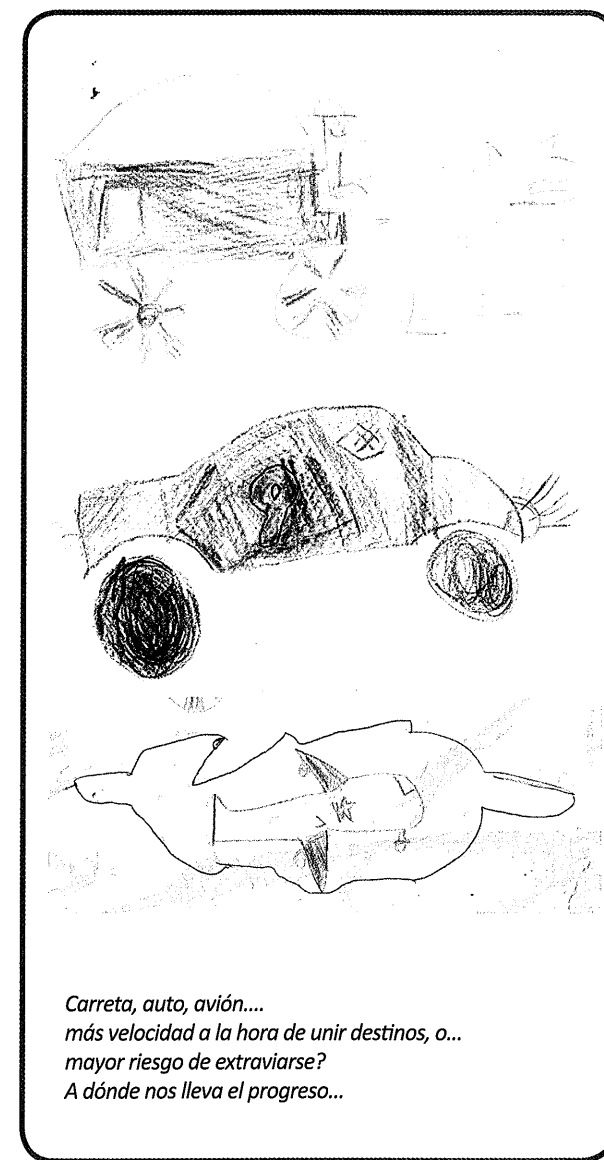
Capítulo 2

**FACTORES INHERENTES
A LA APARATOLOGÍA**

Introducción

Como subtítulo de tapa se lee: *Biomecánica aplicable y amigable...Y luego de un capítulo inicial de difícil digestión, otro tortuoso tramo, pariente del libro de física que atormentó la adolescencia de muchos lectores... No se sienta usted engañado, sucede que es tan vasta la oferta de productos milagrosos en nuestra especialidad, que resulta cuando menos honesto el incluir capítulos que arrojen luz sobre tópicos que el marketing tiende a menospreciar. No es el propósito de este texto estudiar la metalografía y características específicas de cada aleación, aunque es válido aclarar algunos términos para mejor comprensión y aplicación de los distintos materiales y sus secciones. Convergen en este capítulo mi ignorancia y mi respeto para quienes saben tanto más, así que debo a la **Dra. Patricia Pelossi** la difícil tarea de enmendar mis equívocos semánticos y técnicos con sus vastos conocimientos en la materia.*

Una vez más, como se sugiriera en el capítulo inicial, si la lectura se vuelve monótona, los capítulos clínicos esperan, pletóricos de fotos y descripciones detalladas. Los capítulos iniciales, mientras tanto, esperarán un momento de mayor inspiración comprensiva.



*Carreta, auto, avión...
más velocidad a la hora de unir destinos, o...
mayor riesgo de extraviarse?
A dónde nos lleva el progreso...*

FACTORES INHERENTES A LA APARATOLOGÍA
ALAMBRES

Un alambre es un metal en forma de hilo estirado por la aplicación de fuerzas traccionales. Puede ser utilizado como elemento activo -liberando fuerzas para movilizar piezas dentarias- o bien pasivo -como retenedores, ligaduras o formando parte de elementos de contención o estabilización-.

Los alambres poseen cualidades propias de la aleación con que fueron confeccionados -físicas, mecánicas, químicas y biológicas-, así como propiedades extrínsecas que le otorgan el calibre, la geometría o sección y la longitud. Tanto para la confección de arcos, resortes seccionales o cantilevers, así como para la construcción de elementos pasivos, existe una enorme variedad de alambres disponibles.

Hace aproximadamente ochenta años, la exclusividad del oro y sus diferentes aleaciones fue paulatinamente desplazada por la llegada del acero inoxidable, superior en propiedades mecánicas y de menor costo. Aparecieron luego, adaptadas a la ortodoncia a partir de su uso en resortes para relojería las aleaciones de cromo cobalto, típicamente conocido como Elgiloy®. Las aleaciones de níquel titanio convencionales fueron inicialmente lanzadas al mercado a principios de los años '70. Presentaban un bajo módulo elástico, dispensaban fuerzas ligeras y continuas, pero se fracturaban con facilidad, no permitían soldadura y no presentaban superelasticidad ni memoria de forma a temperatura bucal. Fue así como el Dr. Charles Burstone, en 1979 introdujo a la especialidad las aleaciones de titanio molibdeno (más conocidas como beta titanio o TMA) que permitían moldeado en frío y soldadura, aunque debido a las propiedades de su superficie presentaban elevada fricción como se corroborará más adelante en el presente capítulo.

En los primeros años de la década del '80 aparecieron las aleaciones de níquel titanio con características superelásticas, y en la década del '90 hicieron su aparición las aleaciones de Ni-Ti termoactivadas con propiedades superelásticas y memoria de forma a temperatura bucal.

En un intento por mejorar las características de superficie y disminuir el coeficiente de fricción,

se ofrecieron en el mercado las aleaciones de alfa y beta titanio (Timolium) con menor rigidez que los aceros. Los innovadores alambres de titanio niobio, con una rigidez semejante al TMA, se sugirieron entonces para finalización.

Hasta el momento, los intentos por utilizar elementos no metálicos a modo de arco -materiales a base de resinas y resinas reforzadas con fibras de vidrio orientadas en direcciones predeterminadas- no han prosperado clínicamente pero constituyen una atractiva posibilidad que está siendo continuamente estudiada, dado el significativo incremento que constituirían en términos de estética.

PROPIEDADES DE LOS ALAMBRES

Aunque automáticamente se inserten arcos esperando resultados predeterminados, es importante recordar que los movimientos dentarios se realizan a partir de la energía mecánica acumulada en un dispositivo. Esta propiedad depende de las características de las distintas aleaciones metálicas utilizadas para la confección de arcos y auxiliares.

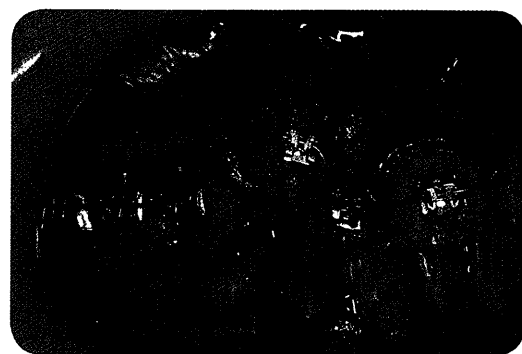


Fig. 2.1- Al retomar su forma original, el alambre generará la fuerza necesaria para extruir el canino, aunque también, en mayor o menor medida de acuerdo a la combinación de alambre, bracket y tipo de ligado, provocará fuerzas intrusivas -entre otras- en las piezas vecinas.

Deformados dentro de su límite elástico y al recuperar sus dimensiones originales, los alambres generan tensiones compresivas y traccionales, generando procesos de reabsorción y aposición ósea conforme desplazan las piezas dentarias hacia la posición deseada.

La descripción de las propiedades físicas de un alambre suele ejemplificarse con un gráfico de coordenadas cartesianas, donde en el eje X se expresa la carga (tensión) o fuerza y en el eje Y se expresa la deflexión (deformación). La sola observación de esta curva arroja datos concluyentes sobre las características del material.

En el gráfico 2.1 pueden observarse dos zonas bien delimitadas, en una de ellas la línea es recta, y se convierte en curva a partir de una determinada carga o tensión denominada límite proporcional o elástico, o también resistencia a la fluencia (*yield strength* en inglés) que es una tensión cercana al LP.

Esto muestra dos tipos de comportamientos: la parte recta o lineal hasta el LP involucra la zona conocida como rango elástico del material. Si éste se deforma dentro de este rango hasta el límite proporcional, volverá a su forma original cuando se remueva la carga. En esta zona elástica, dentro de la cual el material retorna a su forma original con la sola remoción de la carga, trabajamos clínicamente los ortodontistas. Las deformaciones producidas en el rango elástico se denominan elásticas o temporarias.

El material descrito en el gráfico es elástico en el tramo recto. En este segmento las tensiones inducidas son proporcionales a las deformaciones producidas hasta una tensión máxima que es el límite proporcional. Puede decirse entonces, que este material cumple con la ley de Hooke. De acuerdo a lo empinado o chato de la línea recta, se determina el módulo de elasticidad o módulo de Young, cociente que expresa la rigidez o bien la flexibilidad del alambre. Un alambre de carga deflexión baja, como un arco de NiTi convencional de .012" mostraría una curva sumamente plana, en tanto que un alambre de acero de .021"x.025" generaría una curva empinada, en la cual serían necesarias más unidades de carga por cada unidad de deflexión.

El punto de inflexión o tensión a partir del cual la línea se torna curva es el previamente aludido límite elástico o proporcional. Cuando las

tensiones inducidas sobrepasan este límite se genera una deformación permanente en un material, por ejemplo un alambre, y al remover la carga el material queda deformado en forma permanente. La zona curva del gráfico, entonces, es la zona plástica. Luego se alcanza una tensión máxima que soporta el material antes de romperse, llegando así a la zona de ruptura. Un alambre con gran capacidad para incorporar dobleces sin romperse presentaría una curva prolongada, en cambio un alambre que no permite ser conformado sería quebradizo o frágil y la curva sería corta.

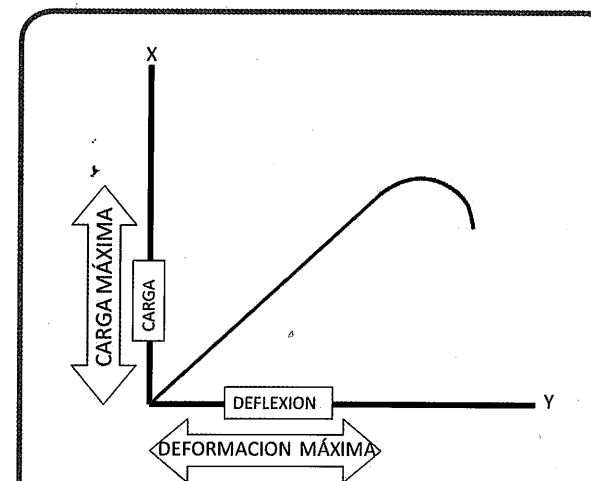


Gráfico 2.1 Gráfico de carga deflexión en la que se aprecia en azul la zona elástica, al llegar al límite elástico la línea se torna curva y a partir del punto más alto (punto último de tensión) se continúa hacia el punto de ruptura o falla del material. La misma línea expresa asimismo:
- La carga máxima: es una medida de peso que representa el máximo esfuerzo que un alambre soporta antes de sobrepasar el límite elástico. Convencionalmente en ortodoncia, se mide en gramos, aunque lo correcto sería medirla en megapascal (MPa).
- La deformación elástica máxima de un alambre que es la máxima deformación que soporta hasta arribar al citado límite. Se mide linealmente, por ejemplo en milímetros.

La rigidez es independiente de la carga máxima y depende fundamentalmente de la composición del material y otros factores que pueden lograr algunos cambios. El temple que posea el material y su historia termomecánica también pueden influir en un mismo tipo de material, por ejem-

plo el acero inoxidable: si se tienen segmentos de alambre de ligaduras de acero, de alambre de acero convencional para conformar arcos, o de acero australiano, mostrarían un módulo elástico similar pero la carga máxima es absolutamente distinta por el diferente temple que presentan. El denominado acero australiano tiene muy cercanas la carga máxima de la zona de ruptura. Lo opuesto sucede con un alambre de ligaduras,

que se deforma de inmediato en forma permanente pero difícilmente se rompa. El llamado acero australiano es un excelente material para deslizamiento, dado que resiste la deformación y tiene una lisura superficial notable, pero pone a prueba la delicadeza y habilidad del clínico a la hora de imprimirle dobleces dada su maniobra facilidad de romperse, ya que es frágil, lo mismo que el TMA.

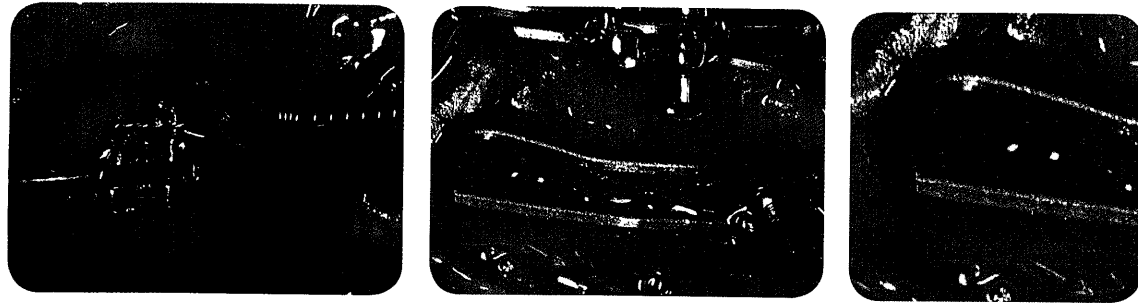


Fig. 2.2- Sobre la izquierda, la típica tonalidad oscura del acero australiano, gran material para deslizamiento. En la fotografía central, un doblez sin el debido cuidado sobre una aleación como el titanio molibdeno -cuyo límite de ruptura es cercano a la carga máxima- ocasiona daños que implican la pérdida de las propiedades buscadas en el alambre, como se ve en el acercamiento de la derecha.

Huelga decir que los alambres en ortodoncia, si cumplen funciones elásticas deben ser utilizados dentro de su límite elástico, aunque si se necesitara hacer una figura o ansa, indudablemente se superará adrede dicho límite para que el doblez quede implícito. En este aspecto también se verifican grandes diferencias entre aleaciones, dado que suele ser difícil imprimir nuevas formas, por ejemplo, a un alambre de titanio molibdeno, sumando esa dificultad a la facilidad de ruptura más arriba demostrada. De las distintas fuerzas que pueden aplicarse a un alambre (traccionales, compresivas, torsionales y flexurales) sólo las dos últimas pueden utilizarse clínicamente en ortodoncia. Al someter un alambre a una tracción o compresión, el esfuerzo que éste recibe es, en líneas generales,

normal o uniforme. Al confeccionar un arco, en cambio, el material se verá sometido a una flexión, que representa un esfuerzo no uniforme ya que hay zonas del material que soportan un mayor esfuerzo que otras. Tanto es así, que en la acción de doblar un alambre generando flexión, éste tiende a volver a su forma original, dado que no todos sus componentes han superado el límite elástico. El lado convexo del alambre recibe fuerzas traccionales, mientras que el cóncavo recibe fuerzas compresivas. Esto significa que usualmente no se trata de una deformación pura, al existir una combinación de tracción y compresión. Es importante entender este fenómeno dado que será de utilidad al diseñar el sentido correcto de, por ejemplo, un ansa.

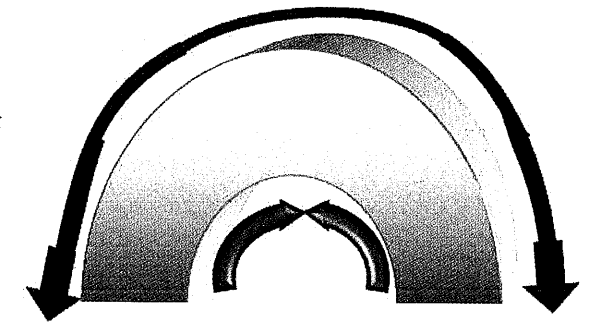


Fig. 2.3- Al curvar un alambre la zona externa de la curva experimenta tracción y la cuerda o zona interna compresión. No todos los componentes han sobrepasado el límite elástico, por eso el alambre tiende a recobrar su forma original.

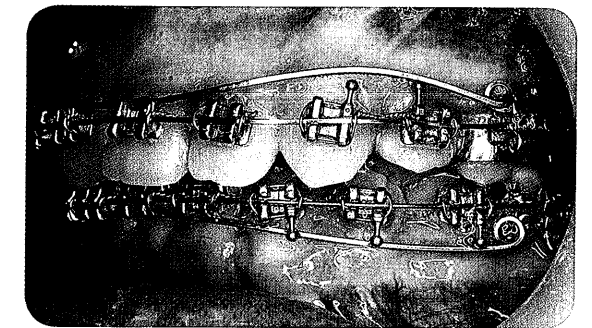
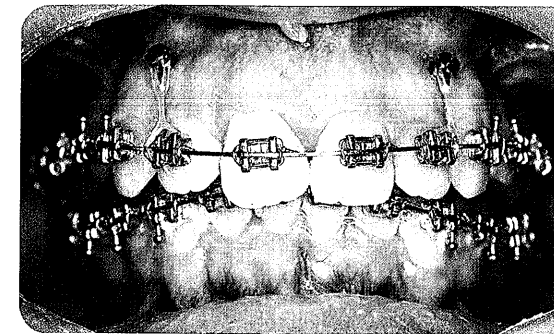
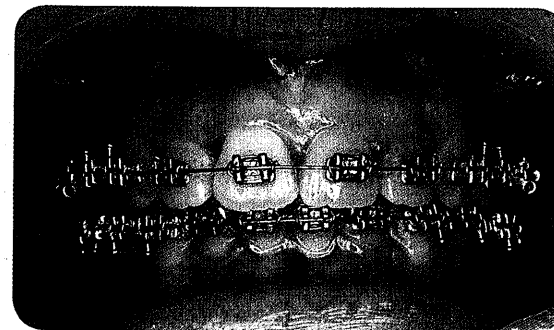
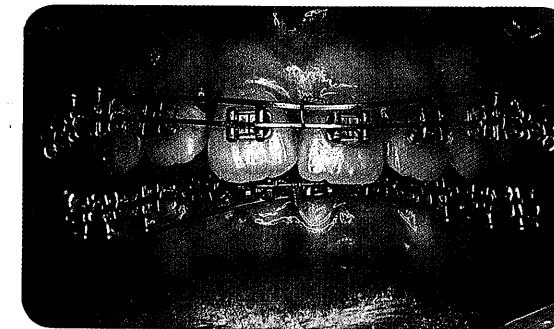


Fig. 2.4- Obsérvese en la secuencia de la izquierda la magnífica acción de los arcos de intrusión superior e inferior para nivelar las curvas de Spee en ambas arcadas. En la imagen de arriba a la derecha, si se observan con cuidado, los loops o hélix de ambos arcos de intrusión están en sentido inverso. Uno de ellos funcionará mejor que el otro, ¿podría el lector determinar cuál de ellos, y por qué?



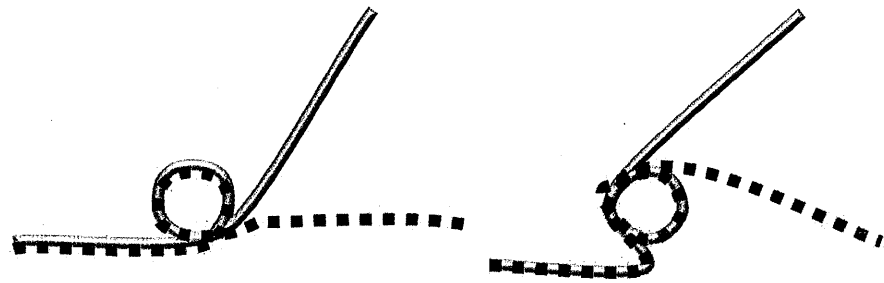
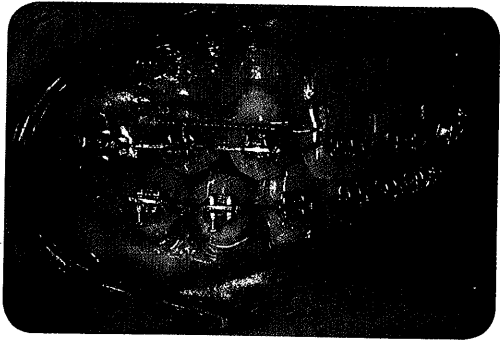
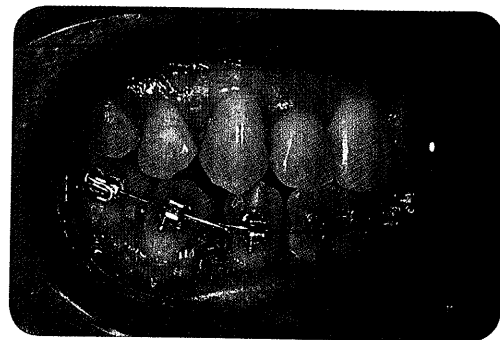
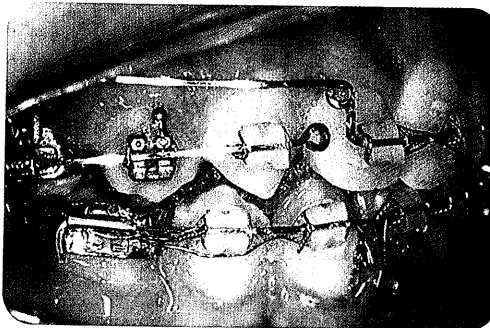
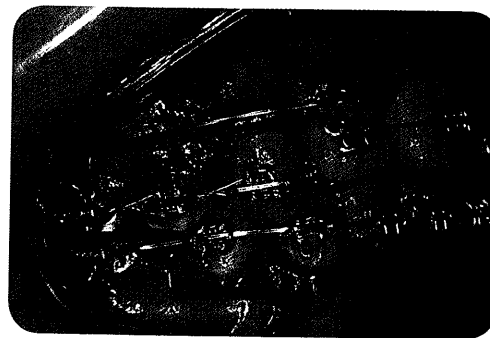


Fig. 2.5- El loop de la izquierda, si bien puede trabajar correctamente, desperdicia la energía acumulada en el alambre. Esto se debe a lo que se describiera: el alambre, previamente a efectuarle el doblado, estaba recto, y "desea" volver a su estado original, con lo que al activarlo, lo que se hace es ayudarlo en su tendencia a enderezarse, perdiendo en gran parte su acción. En tanto que la figura de la derecha, al activarse dobla aún más el alambre que colabora con sus propiedades para una mejor liberación de fuerza. La respuesta a la pregunta de la fig. 2.4 es que la correcta configuración es la de la arcada inferior.



Figs. 2.6- De igual manera el anillo de cierre típica que puede verse arriba funciona mejor que la de abajo, de tipo abierto, que suele utilizarse para cerrar pequeños espacios remanentes.



Figs. 2.7- Arco utilitario de retrusión arriba y de protrusión abajo. Lógicamente, el diseño de las ansas aprovecha las propiedades inherentes al alambre.

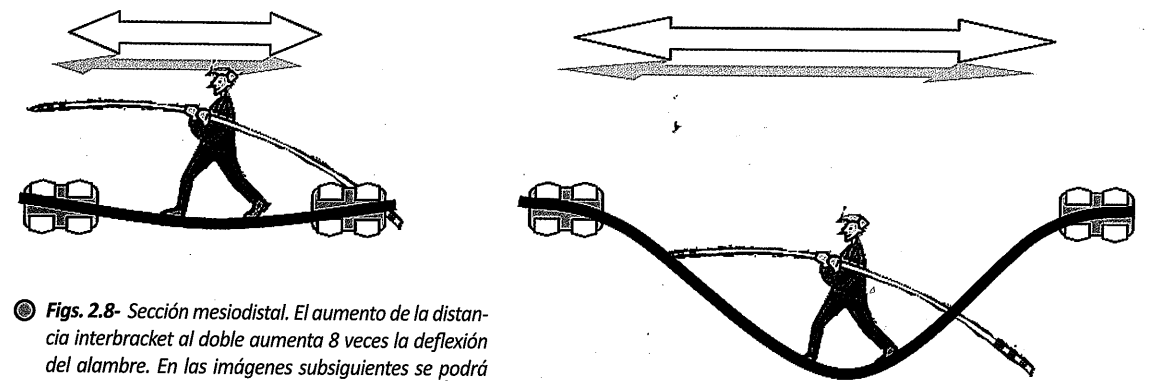
La flexibilidad o rigidez del alambre no sólo es inherente a la aleación que lo compone, su sección, geometría y calibre, sino también a la —ortodóncicamente— denominada rigidez del diseño (longitud del alambre entre puntos de fijación). La definición reza que la fuerza necesaria para deformar elásti-

camente un alambre es directamente proporcional a la 4ª potencia de su diámetro e inversamente proporcional al cubo de su longitud. Para no complicar la comprensión del presente capítulo, se dividirá la explicación en dos partes: inicialmente la referida a la longitud, luego a la sección.

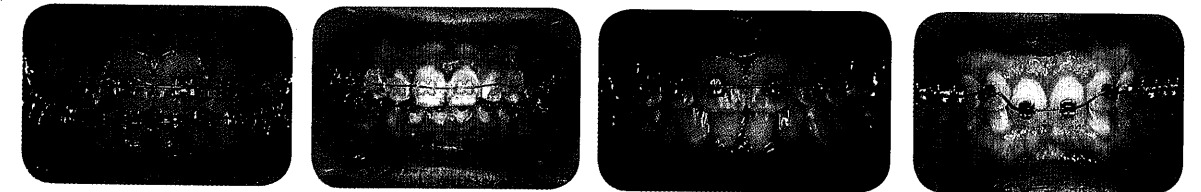
RIGIDEZ DE ACUERDO AL DISEÑO

Si se colocara un alambre de ortodoncia determinado entre dos puntos -brackets- y un equilibrista se parara en el centro, se produciría una deformación x . Si se alejaran los puntos de fijación al doble, la deformación elástica producida por el equilibrista sería 8 veces mayor, ya que la rigidez es inversamente proporcional al cubo del largo. Sin embargo la carga máxima disminuye en relación 1:1, y la deformación máxima en relación al cuadrado. Vale decir que si se aumenta

al doble la longitud y se activa un arco, la fuerza será notablemente menor y seguramente más constante. Si bien se tratará en detalle más adelante en este capítulo, la aplicación práctica de lo descrito, radica en que haciendo ansas puede aumentarse el recorrido del alambre, disminuyendo la rigidez. Asimismo, si los brackets utilizados son angostos, esto también promueve un aumento de la distancia interbracket y por ende, una disminución de la rigidez.



Figs. 2.8- Sección mesiodistal. El aumento de la distancia interbracket al doble aumenta 8 veces la deflexión del alambre. En las imágenes subsiguientes se podrá observar el concepto llevado a la clínica.



Figs. 2.9- Rigidez de acuerdo al diseño. De izquierda a derecha se observa una disminución en la rigidez por el sólo hecho de variar la dimensión mesiodistal de los brackets, cambiando asimismo la distancia interbracket.

Otra manera de generar mayor distancia interbracket es ligando en forma intercalada sin que sea obligatorio ligar todas las aletas de todos los brackets.

Este hecho suele "elastizar" el sistema confiriendo fuerzas más leves y haciendo los primeros días notoriamente más llevaderos para el paciente.

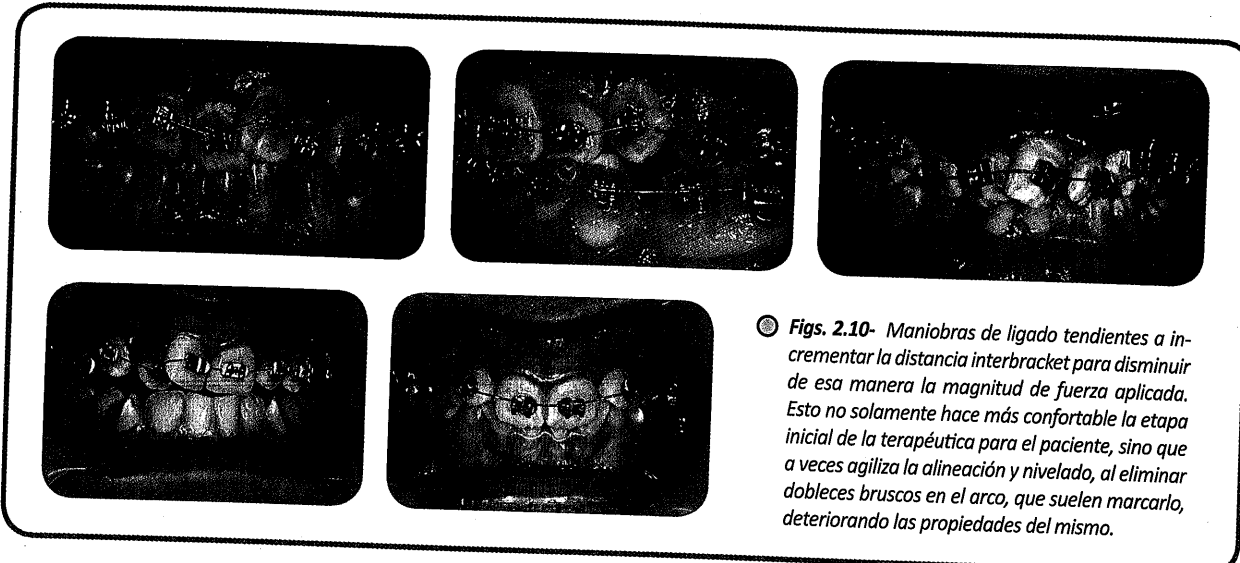


Fig. 2.10- Maniobras de ligado tendientes a incrementar la distancia interbracket para disminuir de esa manera la magnitud de fuerza aplicada. Esto no solamente hace más comfortable la etapa inicial de la terapéutica para el paciente, sino que a veces agiliza la alineación y nivelado, al eliminar dobleces bruscos en el arco, que suelen marcarlo, deteriorando las propiedades del mismo.

Integrando conceptos con el primer capítulo, una combinación ideal para un caso que presente pérdida de inserción y requiera fuerzas sumamente leves, sería colocar brackets de reducida sección mesiodistal en una posición más gingival. De esa manera descenderán los niveles de fuerza por el aumento de la distancia interbracket, al tiempo que se acercaría el punto de aplicación a los centros de resistencia de las piezas dentarias.

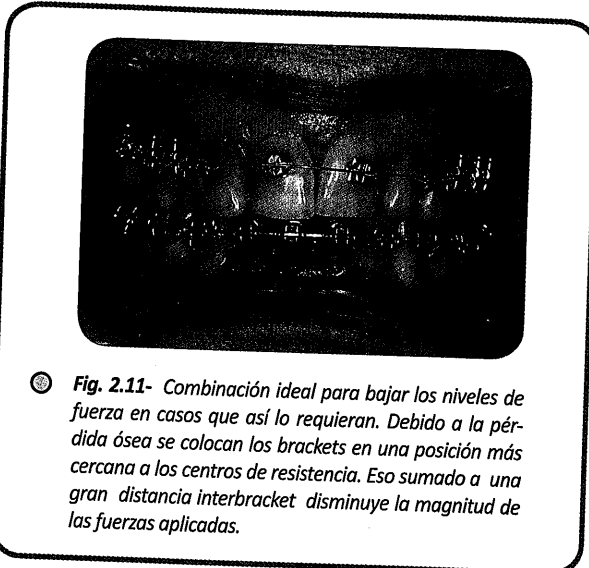


Fig. 2.11- Combinación ideal para bajar los niveles de fuerza en casos que así lo requieran. Debido a la pérdida ósea se colocan los brackets en una posición más cercana a los centros de resistencia. Eso sumado a una gran distancia interbracket disminuye la magnitud de las fuerzas aplicadas.

En definitiva, si se aumenta la longitud o el recorrido del alambre la respuesta será la misma; el ejemplo cabal de esto era la técnica del Dr. Jarabak (denominada "de fuerzas ligeras"), que con múltiples ansas mantenía los niveles de fuerza en magnitudes hoy en día alcanzables con las aleaciones de última generación, pero no con el que en aquellos días era el material por excelencia, el acero inoxidable.

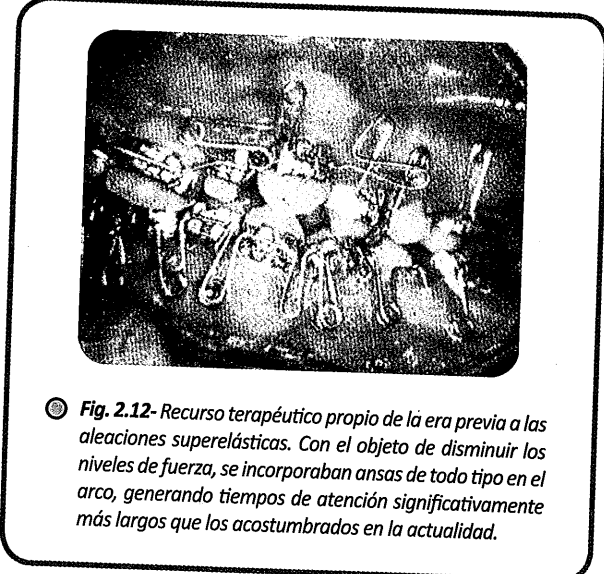


Fig. 2.12- Recurso terapéutico propio de la era previa a las aleaciones superelásticas. Con el objeto de disminuir los niveles de fuerza, se incorporaban ansas de todo tipo en el arco, generando tiempos de atención significativamente más largos que los acostumbrados en la actualidad.

De alguna manera, si bien la manufactura actual mejora la aparatología día a día, logrando características ideales en tamaños mínimos, en términos de sección mesiodistal lo que una sección reducida otorga en un momento inicial, lo pierde en otro segmento del tratamiento.

Una propiedad mal entendida de los brackets de reducida sección mesiodistal es la que atañe a su capacidad de obtener una rápida alineación y nivelado, comúnmente atribuida a la baja fricción. Esto no es exactamente así, lo que les provee un gran confort además de la citada velocidad es la gran elasticidad que su diseño genera a partir del incremento en la distancia interbracket. Estos mismos diseños mostraron ser marcadamente ineficaces para controlar la rotación y más aún para eventualmente retraer un canino por deslizamiento, dado su escasísimo control de *tip*, como podrá observarse más adelante en

este capítulo. Así surgieron los diseños que intentaron extraer las características salientes de los brackets *singles* sin perder capacidades inherentes a los *twins* o mellizos, como aquellos que incorporan aletas para mejor control de rotación, aquellos que permiten múltiples opciones de ligado como el Sinergy® o bien esa mixtura entre lo mejor de una gran distancia interbracket de un bracket single con el correcto control de rotación de un gemelo llamado Uni mini twin®, diseñado por uno de los más inteligentes ortodoncistas de la era moderna, el Dr. Thomas Creekmore. Si bien la zona de contacto del alambre con la ranura es estrecha, generando una mayor distancia interbracket, las alas poseen una separación que genera que la ligadura confiera un buen control de las rotaciones. Es en el segundo orden donde este modelo adolece de ciertas limitaciones.

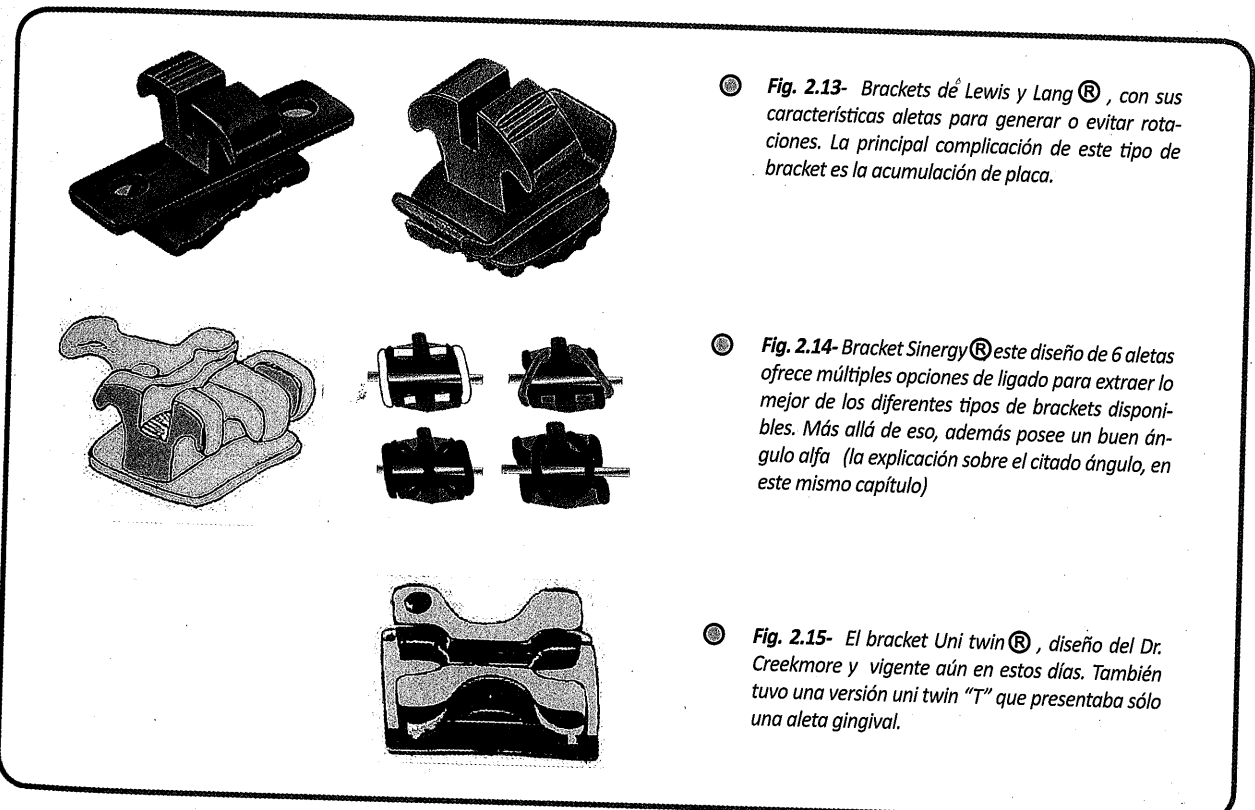


Fig. 2.13- Brackets de Lewis y Lang®, con sus características aletas para generar o evitar rotaciones. La principal complicación de este tipo de bracket es la acumulación de placa.

Fig. 2.14- Bracket Sinergy® este diseño de 6 aletas ofrece múltiples opciones de ligado para extraer lo mejor de los diferentes tipos de brackets disponibles. Más allá de eso, además posee un buen ángulo alfa (la explicación sobre el citado ángulo, en este mismo capítulo)

Fig. 2.15- El bracket Uni twin®, diseño del Dr. Creekmore y vigente aún en estos días. También tuvo una versión uni twin "T" que presentaba sólo una aleta gingival.

RIGIDEZ DE ACUERDO A LA SECCIÓN o GEOMETRÍA

Volviendo al alambre en sí mismo, y al ejemplo del equilibrista, si se disminuyera la sección del alambre a la mitad, manteniendo la distancia, la flexión será 16 veces mayor, ya que la rigidez es directamente proporcional a la cuarta potencia del diámetro. De tal manera que la forma más directa de disminuir la rigidez sería disminuir la sección, aunque esto presenta límites y salvedades. Hay que tener en cuenta que la carga máxima también disminuye significativamente (al cubo), por lo que se deformaría permanentemente con facilidad. Además, estos razonamientos se ha-

cen bajo premisas que rara vez se cumplen en la práctica, ya que se habla de mitades de sección, cuando en realidad los incrementos o disminuciones en las secciones de alambre suelen ser de pocas centésimas de pulgada. Un cambio de un arco de níquel titanio de .014" a uno de .016" aumentaría la rigidez en un 71%, uno de .018" la incrementaría en un 173%. Eso traducido a gramos implica que si la fuerza inicial fuese de 30 gramos en el .014", pasaría a ser algo más de 50g en el caso del .016" y 83 gramos con el .018".

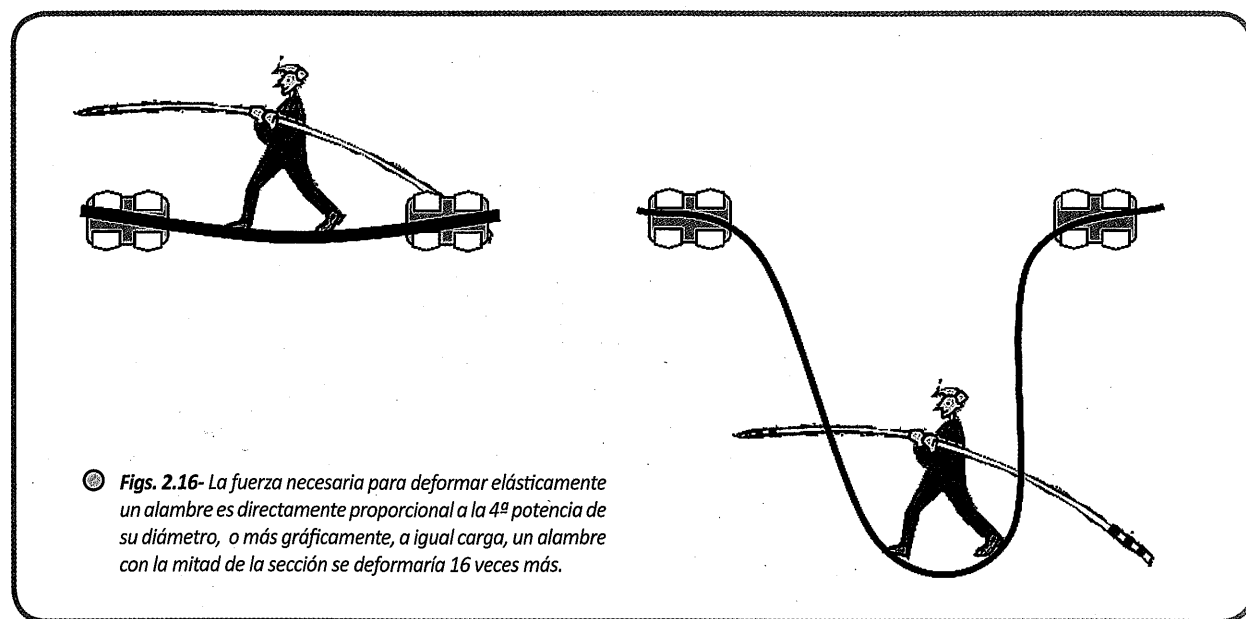


Fig. 2.16- La fuerza necesaria para deformar elásticamente un alambre es directamente proporcional a la 4ª potencia de su diámetro, o más gráficamente, a igual carga, un alambre con la mitad de la sección se deformaría 16 veces más.

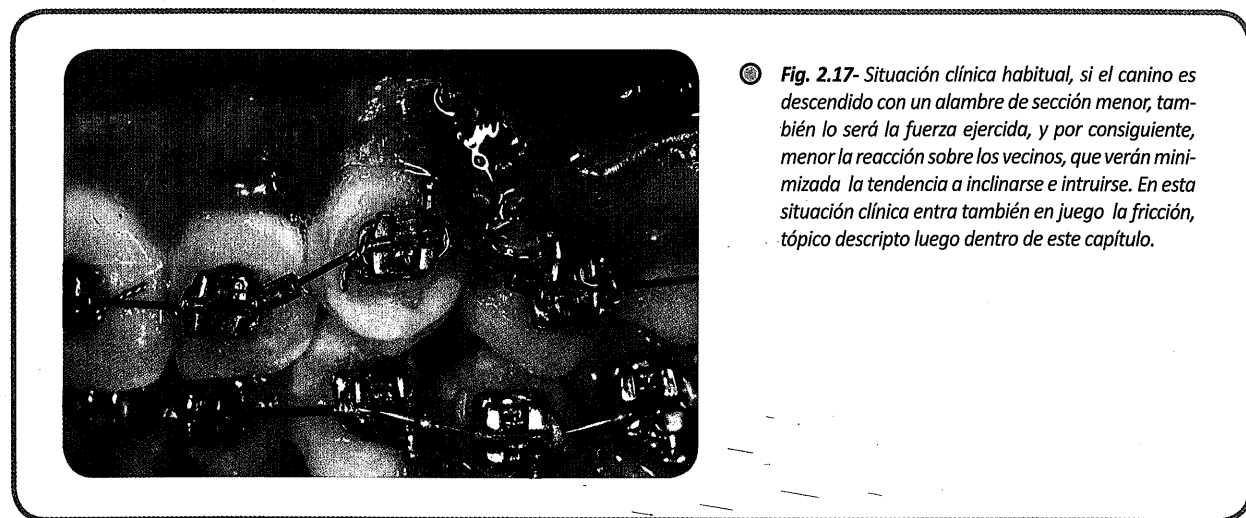


Fig. 2.17- Situación clínica habitual, si el canino es descendido con un alambre de sección menor, también lo será la fuerza ejercida, y por consiguiente, menor la reacción sobre los vecinos, que verán minimizada la tendencia a inclinarse e intruirse. En esta situación clínica entra también en juego la fricción, tópico descrito luego dentro de este capítulo.

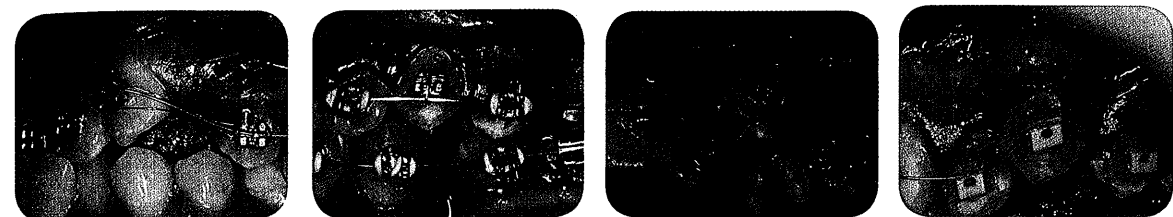


Fig. 2.18- Situación clínica similar aunque diferente en las cuatro imágenes. Alternativas en las que el arco pasa por dentro de la ranura del canino, por fuera de ella, utilizando alambres de diferente rigidez, con brackets convencionales, de autoligado activo y también pasivo. Todas estas alternativas generan reacciones levemente diferentes sobre los dientes vecinos al canino.

También es importante notar que la rigidez en un alambre redondo ofrece similares características en todos los planos, en tanto que un alambre rectangular es más rígido en su sección de canto, es decir en su lado mayor. Hace ya mucho tiempo se utilizaba el arco cinta, inserto en la ranura por su

lado de mayor sección. Con el arco cinta sin duda el control en el segundo orden sería superior al que se obtiene con el arco de canto, aunque seguramente la dimensión transversal, el mantenimiento del ancho intermolar, así como el de la forma de la arcada serían puntos débiles.

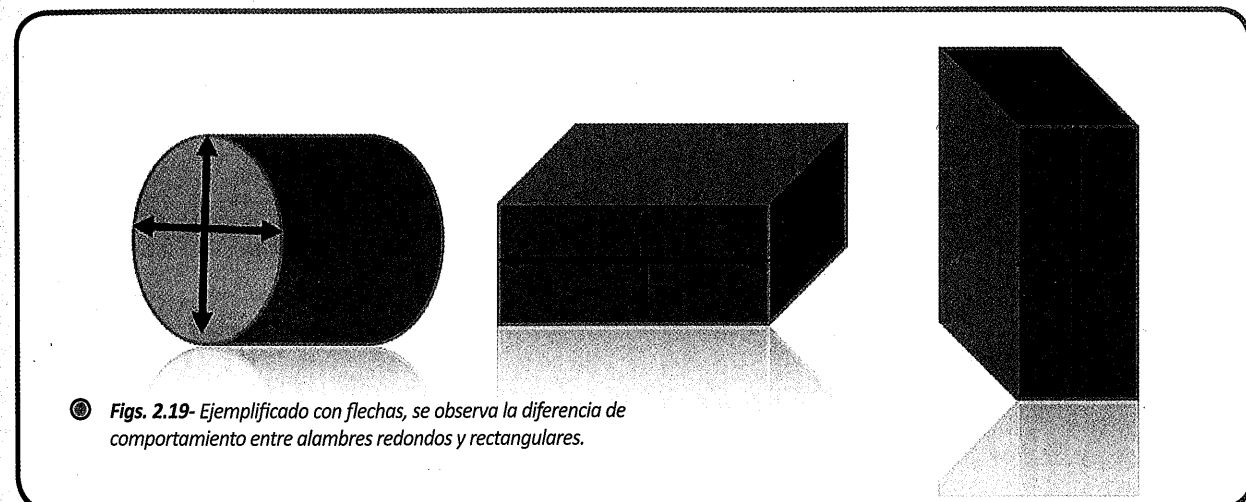


Fig. 2.19- Ejemplificado con flechas, se observa la diferencia de comportamiento entre alambres redondos y rectangulares.

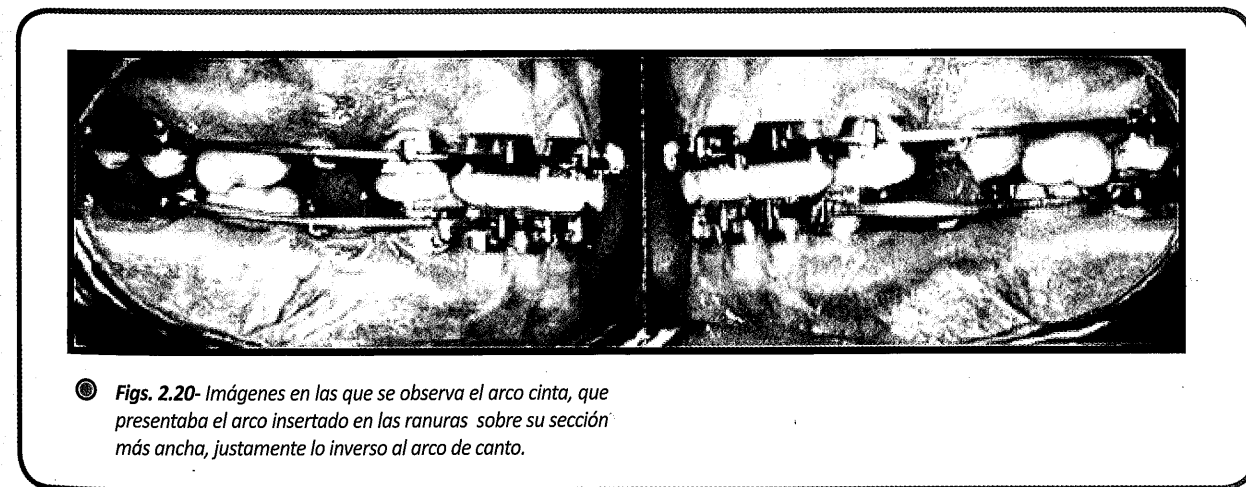


Fig. 2.20- Imágenes en las que se observa el arco cinta, que presentaba el arco insertado en las ranuras sobre su sección más ancha, justamente lo inverso al arco de canto.

La sección y geometría de un alambre no sólo afecta en términos de rigidez, sino también de fricción y control, habida cuenta del juego que presente dentro de la ranura. Es por eso que surgieron diversas corrientes de pensamiento en dirección bidimensional. De hecho, el Dr. Gianelly popularizó su técnica bidimensional en la cual colocaba brackets de slot .018" en el sector anterior y de .022" en los segmentos laterales.

La idea original, realizada trabajando sobre una única ranura, salió de la brillante mente del Dr. Schudy, introductor asimismo de muchos de los

actuales conceptos acerca de la dimensión vertical. Ésta constaba en realizar un twist o doblez de 90° sobre un arco .014" x .018" que al trabajar con ranura de .018", completa la ranura en el sector anterior con el fin de mantener el torque, aunque posee baja fricción en los sectores laterales.

Con el mismo fin, algunas marcas comerciales ofrecen arcos rectangulares que por distal del canino se tornan redondos, así como arcos bidimensionales unidos que constan de dos secciones diferentes unidos por stop crimpable.

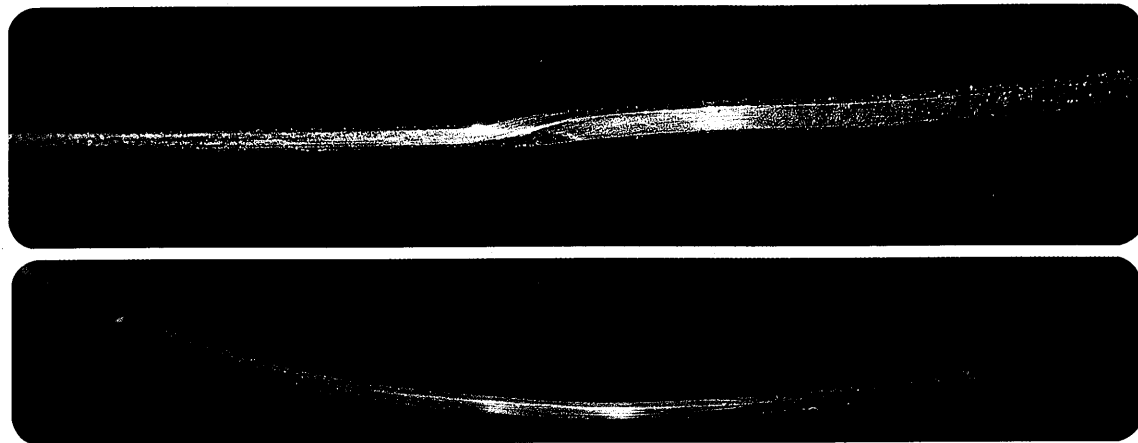
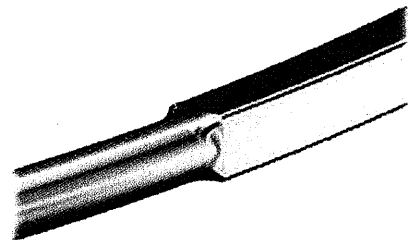


Fig. 2.21- Distintas estrategias para tener completo control de torque en el sector anterior y baja fricción en los sectores laterales. En las dos imágenes superiores se observa el twist de 90° desde dos vistas. Este doblez "transforma" un arco .016x.022" en un inédito .022"x.016" en el sector frontal. A la derecha uno de los arcos comercialmente disponibles, que combina ambas geometrías.



BRACKETS

Alguna vez el autor escuchó al Dr. Guillermo Finguer, comparar la llegada del bracket a la ortodoncia, con el arribo del estribo a las batallas de caballería. El debut del estribo fue en la batalla de Adrianópolis, y el resultado a favor de los montados con el nuevo adminículo fue arrasador.

Pues bien, el bracket, al permitir sostener alambres, elásticos, resortes y demás elementos para aplicar fuerzas en forma indi-

vidual a las piezas dentarias, revolucionó la ortodoncia en sus orígenes. Aunque la presión del marketing reinvente constantemente elementos ya creados, es muy cierto que el arco de canto fue introducido por Edward H. Angle y sigue siendo lo que utilizamos hasta el día de hoy, con el lógico aggiornamiento que la tecnología actual permite y que el Dr. Lawrence Andrews iniciara al comenzar a desarrollar el aparato de arco recto.

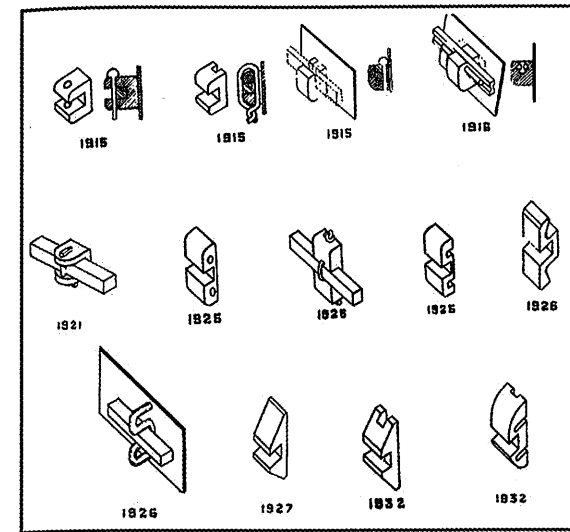


Fig. 2.22- Distintos tipos de brackets desarrollados por el Dr. Angle. Sus últimos desarrollos no difieren demasiado de lo que hoy día se utiliza en términos mecánicos.

Los brackets, a medida que la tecnología aumentó su capacidad para llevar a la realidad las ideas, aumentaron su eficacia biomecánica a través de un diseño cada vez más logrado y una mejor terminación. De igual manera y aunque no resulte relevante para la biomecánica, se han tornado más confortables para el paciente no sólo por permitir fuerzas más ligeras sino también por presentar bordes más redondeados. De todos modos analizaremos la visión biomecánica, que es lo que compete a este capítulo.

Partiendo del diseño del Dr. Edward H. Angle, pasando por el desarrollo del Dr. Cecil Steiner, los avances del Dr. Charles Tweed entre otros, se vislumbraba la posibilidad de incorporar a las ranuras

lo que con esfuerzo se imprimía en el alambre. El Dr. Ivan Lee, fresando torque en la cara de los brackets, sumado a un adelantado a su época llamado Reed Holdaway, inclinando los mismos, y al Dr. Jarabak combinando lo que ambos habían desarrollado, dieron pie a la incorporación de una ranura preangulada que genera cuplas en los tres planos del espacio.

El padre de la criatura llamada arco recto (SWA, straight wire appliance en inglés) fue el Dr. Lawrence Andrews, que con su estudio sobre casos no ortodóncicos con oclusiones óptimas, dio origen a una prescripción ideal, a la que luego añadió otras para casos con extracciones, clases II y III.

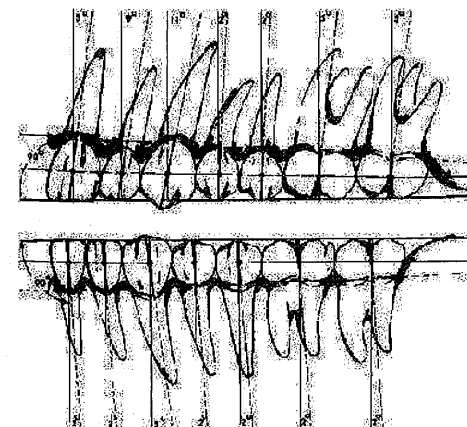


Fig. 2.23- El Dr. Lawrence Andrews, introductor de la aparatología preajustada, más recientemente conocido por la creación del WALA ridge. Sin dudas un prolífico ortodancista con un importante legado. La ilustración de la izquierda, es similar a la publicada por el citado profesional en noviembre de 1976.

El Dr. Ronald Roth tomó la posta, a partir de una prescripción única que incorporó algunos incrementos de torque y *tip* con el concepto de la sobrecorrección, así como el análisis dinámico de la oclusión. En numerosos países su prescripción es sin duda la más popular aunque nunca hay que perder de vista que la prescripción, como todas, está basada sobre promedios, lo cual implica una simplificación poco confiable. Hoy en día las combinaciones de formas de arcos, prescripciones, materiales y técnicas o filosofías suman un número casi infinito -5 billones, en palabras del Dr. Rohit Sachdeva- que pueden confundir al clínico o bien ofrecerle alternativas de tratamiento extras.

La llegada de los sistemas preajustados simplificó una parte de la ortodoncia pero a su vez complicó otras al hacer menos evidentes las explicaciones ante movimientos no deseados en etapas iniciales de tratamiento (ver capítulo 3). No es poco usual escuchar, asimismo, consultas

de clínicos que manifiestan "empeoramientos" de los casos cuando el llenado de las ranuras comienza a ser más completo. Casos en los que hasta pasar de los arcos de sección redonda y baja carga/deflexión todo lucía adecuadamente, para distorsionarse una vez colocados alambres de sección rectangular, sobre todo .019"x.025" o superior.

El motivo suele haber sido "sembrado" desde el inicio mismo del tratamiento al cometer pequeños errores de posicionamiento, ya sea en el plano horizontal, vertical o axial, y hasta por presentar espesores desiguales de cemento. Tales errores, de no ser muy evidentes, se manifiestan una vez que el llenado de la ranura permite que se exprese la información que los brackets contienen en sus ranuras.

Lo mismo sucede con la programación que contienen los tubos molares, que suele tomar desprevenido al clínico al generar movimientos no previstos en dichas piezas.

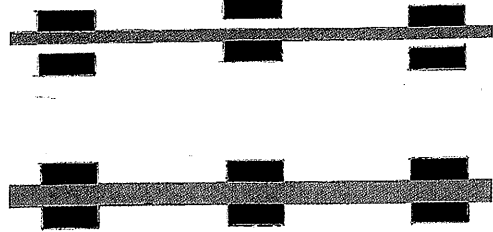


Fig. 2.24- Gráfico que expresa lo que ocurre al llenar la ranura. Son justamente las ranuras las que se nivelarán, denunciando errores de cementado disimulados hasta ese momento. Clínicamente, estos errores aparecen a partir del empleo de arcos de sección rectangular superior a .017"x.025".

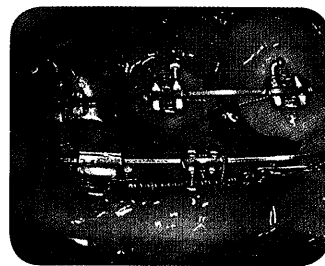


Fig. 2.25- Error de colocación típico. El bracket del 1.5 se encuentra demasiado oclusal siguiendo la premisa de adherirlo en el "centro de la corona clínica (FACC)" sin tener en cuenta si la erupción se encuentra finalizada. A la derecha, el resultado parcial, con el premolar intruido e inclinado.

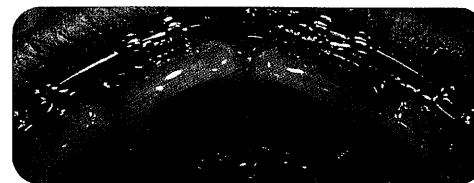


Fig. 2.26- Diferencias de espesor de cemento, que generan rotaciones (al menos en esta vista). Nótese el 2.1 con un gran exceso de cemento por distal del bracket, lo que genera una notable rotación, aún con un arco de sección redonda y reducido calibre.

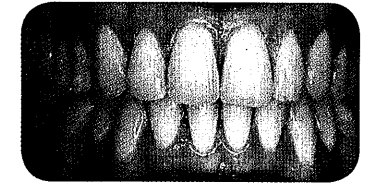
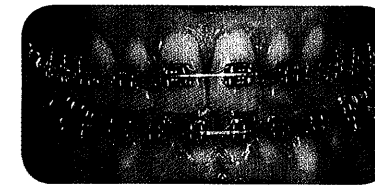
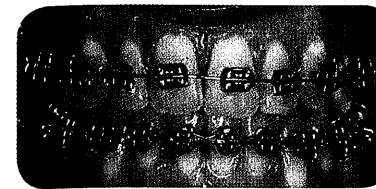


Fig. 2.27- Reposicionamiento del bracket de la pieza 1.1, habida cuenta de la presencia de un triángulo negro por encontrarse el punto de contacto entre los incisivos centrales lejos de los 5 mm a partir de la cresta ósea. Esto se debe a la inclinación anómala que presenta dicha pieza por un error axial al momento del cementado.

Pero no es sólo cuestión de un correcto posicionamiento de los brackets, es la previsión de las reacciones de las piezas dentarias lo que suele evitar los llamados efectos colaterales iniciales, que muchas veces se presentan en

etapas iniciales de tratamiento, como puede verse en alguno de los ejemplos graficados más abajo. Una vez más se aclara que los efectos colaterales iniciales serán extensamente tratados en el capítulo siguiente.

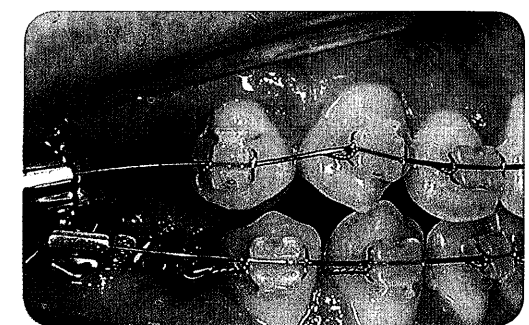
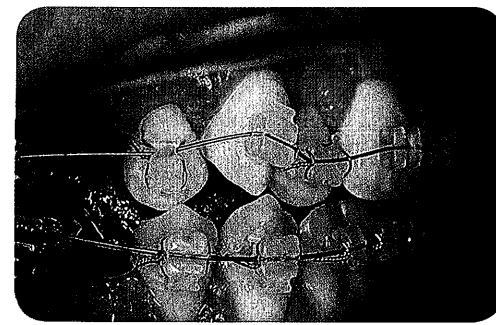
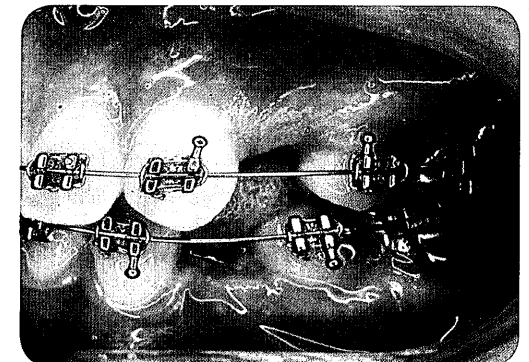
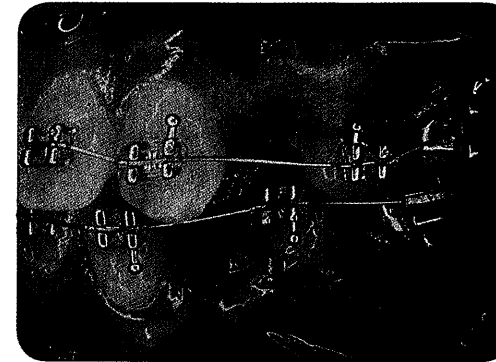


Fig. 2.28- En las imágenes superiores, se aprecia una vez más el defecto de armado consistente en colocar el bracket del segundo premolar en el centro de la corona clínica, haciendo caso omiso a la incompleta migración apical del tejido blando. El centro de la banda molar se encuentra gingival al del 2.5, con lo cual lo intruye y genera una inclusión lateral, a veces acompañada por un torque positivo que muestra la cara oclusal del premolar al observar desde vestibular. En las imágenes inferiores en cambio, la inclusión se genera como consecuencia de la emergencia del alambre hacia distal dada la inclinación del canino y el *tip* del bracket colocado en dicha pieza dentaria. Ambos efectos colaterales pudieran haberse evitado de no adherir el bracket del segundo premolar inicialmente.

ACCIONES DEL ALAMBRE DENTRO DE LAS RANURAS

La función del alambre es actuar como una guía, un riel a lo largo del cual una pieza dentaria debe alinearse o deslizarse. El tópico del deslizamiento trae a colación una palabra muy nombrada en esta época, la fricción. Es habitual escuchar hablar de determinado tipo de aparatología *frictionless* o libre de fricción. Esto es absolutamente inexacto, ya

que la fricción, en mayor o menor grado está presente desde el momento mismo de introducir un alambre en la ranura de un bracket o en la luz de un tubo.

Para generar fricción deben coexistir dos componentes: una fuerza friccional y una fuerza normal perpendicular a la superficie de contacto.

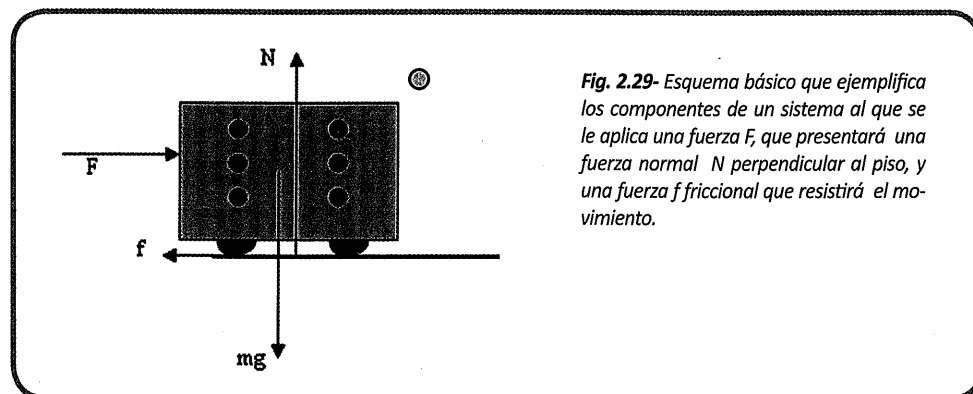


Fig. 2.29- Esquema básico que ejemplifica los componentes de un sistema al que se le aplica una fuerza F , que presentará una fuerza normal N perpendicular al piso, y una fuerza f friccional que resistirá el movimiento.

En el rozamiento entre cuerpos sólidos se ha observado que son válidos de forma aproximada los siguientes hechos empíricos:

1. La fuerza de rozamiento se encuentra en dirección paralela a la superficie de apoyo.
2. El coeficiente de rozamiento es prácticamente independiente del área de la superficie de contacto.
3. El coeficiente de rozamiento depende de la naturaleza de los cuerpos en contacto, así como del estado en que se encuentren sus superficies.
4. La fuerza máxima de rozamiento es directamente proporcional a la fuerza normal que actúa entre las superficies de contacto.
5. Para un mismo par de cuerpos (superficies de contacto), el rozamiento es mayor un instante antes de que comience el movimiento que cuando ya comenzó.

Si bien la ortodoncia es la especialidad de la paciencia, son demasiados términos complejos los que rezan los postulados anteriores. Simplificando, algunos autores sintetizan las leyes del comportamiento friccional en las siguientes dos leyes básicas:

1. La resistencia al deslizamiento tangencial entre dos cuerpos es proporcional a la fuerza nor-

mal ejercida entre los mismos.

2. La resistencia al deslizamiento tangencial entre dos cuerpos es independiente de las dimensiones de ambos.

Confiriéndoles una primera y básica interpretación ortodóncica, la primera ley descrita puede ponerse en paralelo con la presión del ligado. Es lógico pensar que si el ligado es sumamente fuerte, el desplazamiento de una pieza dentaria se frenaría.

La segunda ley puede ilustrarse arrastrando un bloque o ladrillo sobre una superficie plana. La fuerza de arrastre será la misma aunque el bloque descansa sobre una cara o sobre un borde. Estas leyes fueron establecidas primeramente por Leonardo da Vinci al final del siglo XV, olvidándose después durante largo tiempo y fueron posteriormente redescubiertas por el ingeniero francés Amontons en 1699. Frecuentemente se les denomina también leyes de Amontons. Esta aseveración llevaría a pensar que el movimiento de una pieza dentaria a lo largo de un arco es exactamente igual, en términos de fricción, con un bracket de reducida sección mesiodistal que con uno de tamaño standard. Más adelante se verificará que dentro de la biomecánica orto-

dóncica esto no es exactamente así.

Las fuerzas friccionales también juegan, resistiendo naturalmente el deslizamiento. Este es un hecho presente en muchos aspectos de nuestra vida cotidiana, por el que un vehículo puede avanzar o una pelota rodar. La definición de fuerza friccional dice que es el producto de la

fuerza normal multiplicado por el coeficiente de fricción. Los distintos materiales presentan asimismo diferentes coeficientes de fricción. Una vez más extrapolamos la definición a nivel ortodóncico, concluyendo que la fuerza friccional es el producto de la presión del ligado multiplicado por el coeficiente de fricción.

Materiales en contacto	μ_e	μ_d
Articulaciones Humanas	0.02	0.003
Acero//Teflón	0.04	0.04
Teflón//Teflón	0.04	0.04
Acero//Acero	0.15	0.09
Vidrio//Madera	0.20	0.25
Caucho//Cemento	0.30	0.25
Acero//Latón	0.50	0.40
Madera//Madera	0.70	0.40
Madera//Piedra	0.70	0.30

Fig. 2.30- Diferentes coeficientes de fricción de acuerdo a los materiales y a la presencia o ausencia de humedad. En nuestra especialidad, los diferentes materiales que componen brackets y arcos presentan coeficientes de rozamiento asimismo desiguales.

La fricción puede ser cinética, entre cuerpos en movimiento y estática entre cuerpos sin él. El coeficiente de fricción cinética es menor que el de fricción estática. Un ejemplo gráfico de tal afirmación es que el esfuerzo que conlleva empujar un elemento, como ser un vehículo es significativamente mayor para comenzar a moverlo, que para seguir moviéndolo una vez que ha comenzado a desplazarse.

Puesto en lenguaje ortodóncico, la fuerza para comenzar a mover una pieza, por caso un canino, es superior a la necesaria para seguir moviéndolo ya que se pasa de fricción estática a dinámica. Es ésa también una explicación a aquellas situaciones clínicas que demoran en comenzar a evidenciarse pero una vez en marcha parecieran acelerarse. Este no es un detalle menor, dado que la aplicación de fuerzas mayores a los niveles aconsejables torna al sistema de fuerzas proclive a la

pérdida de anclaje, al acercarse o superar la fuerza aplicada a la resistencia de las piezas dentarias, esto fue postulado muchos años atrás por el Dr. Lizard, en sus Leyes.

1º LEY: Si la resistencia (R es igual a R') es mayor que la fuerza no hay movimiento.

2º LEY: Si la resistencia (R es igual a R') es menor que la fuerza, hay movimiento recíproco.

3º LEY: Si la resistencia (R NO es igual a R') es menor a la fuerza, se moverá el menos resistente en mayor medida.

4º LEY: Si la resistencia (R NO es igual a R') es de un lado mayor a la fuerza se desplazará el de menor resistencia.

Traducidas las leyes a lenguaje ortodóncico una vez más, concretamente dicen la importancia que tiene el mantener los niveles de fuerza en los valores mínimos indispensables para comprometer lo menos posible el anclaje.

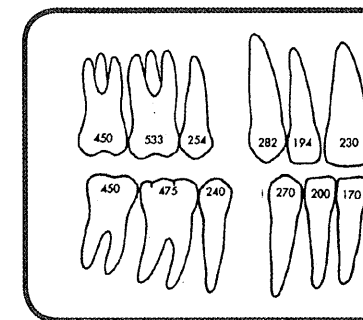


Fig. 2.31- Superficie enfrentada al hueso de las distintas piezas dentarias. Es una simplificación que no suele traducirse en un 100%, pero si se ejerce una fuerza apenas suficiente para mover un canino, ésta será insuficiente para mover, a modo de reacción, a un molar. Es ese justamente, uno de los principios básicos del anclaje.

En nuestra especialidad, como se dijera previamente, varios factores son los que afectan la fricción como: tipo de ligadura, espacio libre entre el bracket y el arco, fuerza aplicada, tamaño y geometría del arco, rigidez del alambre, rugosidad superficial del arco, desgaste del arco, torque, dimensiones del bracket, tipos de material del bracket y del arco, angulación entre bracket-arco, distancia interbracket, saliva y algunos factores biológicos que escapan al

RESISTENCIA FRICCIONAL

Storey, Smith y otros autores, propusieron niveles de fuerzas que nunca hallaron correlato en la clínica. Tal diferencia es debida a la cantidad de fuerza que consume la fricción (además de tratarse, a partir de insertar el alambre en las ranuras, en un sistema estáticamente indeterminado, capítulo 1). De hecho, suele ser necesaria la aplicación de casi el doble de fuerza necesaria para deslizar una pieza, habida cuenta de la necesidad de vencer la resistencia friccional inicial. La resistencia friccional varía según las propiedades de los materiales en contacto, sus características de superficie pero no del área del material, por ejemplo, el níquel titanio es un material que presenta una lisura superficial inferior a la del acero, por lo cual presenta una resistencia friccional de aproximadamente el doble del valor arrojado por el acero. Más rugoso aún por

control del clínico.

Es sabido asimismo, que las superficies más duras generan menor fricción, de allí que se busque mejorar las propiedades del metal por acción del nitrógeno que de alguna manera sella el metal mejorando sus propiedades superficiales. De todas maneras, la resistencia friccional echa por tierra muchos de los cálculos de aplicación de fuerzas aplicadas al atenuar las mismas como se detallará en el apartado siguiente.

presentar mayor proporción de titanio resulta el beta titanio o TMA, que incrementa la citada resistencia cinco veces tomando como referencia al acero.

Aplicar 100 gramos de fuerza sobre una pieza, utilizando un bracket de 3.3 mm de ancho y slot de .018", con un alambre de .016"x.022" requiere una aplicación de 381gr. si fuera TMA, 251gr. si fuese NiTi, y sólo 168gr. si fuese acero inoxidable. Traducido a porcentajes, se pierde aproximadamente el 40 % de la fuerza aplicada con un alambre de acero, más del 60% con níquel titanio y cercana al 80 % con TMA. Las fuerzas de fricción traducen la fuerza aplicada en fuerza efectiva. No es difícil arribar a la conclusión de que la aleación de acero inoxidable es la más eficiente a la hora del deslizamiento de, por ejemplo, un canino hacia distal.

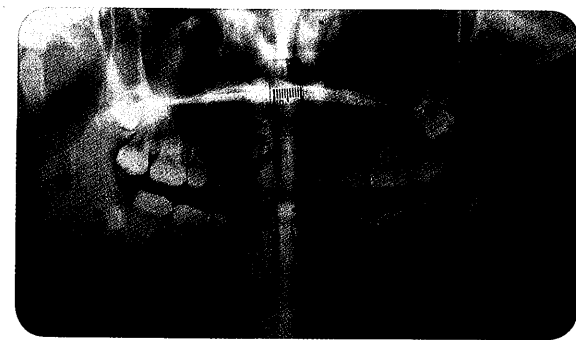
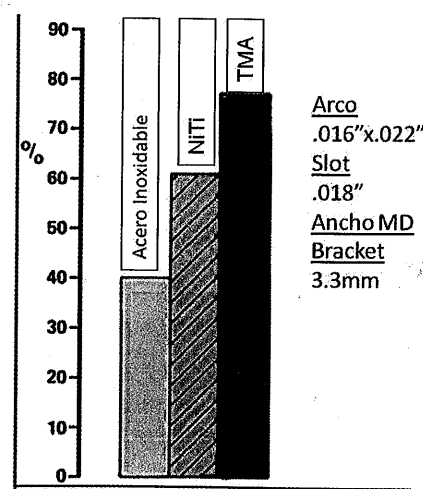


Fig. 2.32- En el gráfico de la izquierda, se observa el porcentaje de fuerza perdida (no efectiva) utilizando distintos tipos de aleaciones. Sobre la derecha, una habitual consecuencia del apresuramiento para cerrar espacios de extracciones con alambres de baja carga deflexión, lo cual genera inclinaciones por elevada fricción y falta de rigidez.

Como se dijera, los distintos tipos de brackets también presentan diferentes coeficientes de fricción. Los brackets cerámicos, o compuestos tienen valores de fricción superiores a los metálicos; además, por su dureza, los cerámicos suelen desgastar el arco elevándola todavía más. De allí que a veces se prefiera, a pesar de los requerimientos estéticos de los pacientes, colocar brackets metálicos en los segundos premolares para disminuir la fricción en ese segmento del alambre a la hora de cerrar espacios por deslizamiento en masa. De igual manera, si el clínico prefiriera cerrar espa-

cios distalizando el canino en primera instancia, los brackets estéticos con ranura metálica presentan un comportamiento superior a los que no la poseen.

Es importante aclarar que existen infinidad de brackets estéticos, desde los poliméricos (genéricamente llamados plásticos), los de composites (poliméricos reforzados con fibras cerámicas), cerámicos -los de zafiro se incluyen en esta categoría- y otras variantes; y que cada una de ellas presenta diferentes comportamientos, aunque todos ellos inferiores al acero respecto de la fricción.

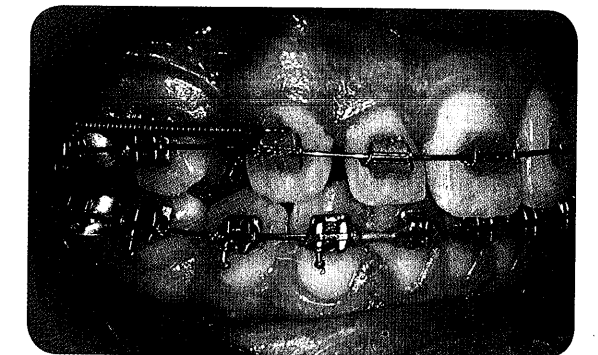
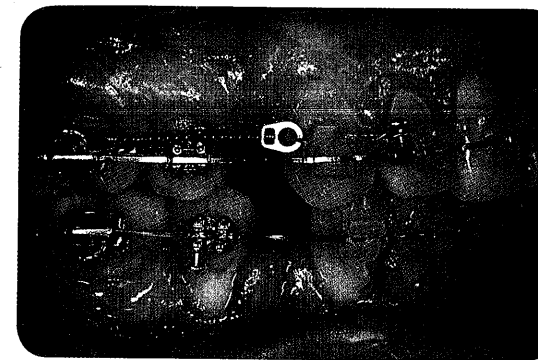


Fig. 2.33- A la izquierda, cierre de espacios por deslizamiento en el que se coloca un bracket metálico en el segundo premolar. A la derecha, deslizamiento hacia distal del canino, con la utilización de un bracket estético con ranura metálica.

La lubricación no aparece como un factor determinante en la reducción de la fricción, ya que estudios en seco o bajo el agua arrojan guarismos similares, y con la aplicación de saliva artificial, la reducción ha sido del 17% o menor.

Una vez más, se aclara que la referencia hasta aquí es razonando sobre la base de un movimiento de retracción, por ejemplo de un canino. En la hipotética traslación dentaria del canino utilizado como ejemplo hacia distal, independientemente de todo lo explicado sobre fricción, al aplicar fuerzas a nivel del bracket no debe perderse de vista que se genera un momento de rotación, de una magnitud que resulta de la distancia del punto de aplicación de la fuerza al centro de resistencia multiplicada por la magnitud de la fuerza misma. Este factor se detalla en

el apartado siguiente.

Concluyendo, lo que se representa como un movimiento lineal, no lo es tanto, dado que el momento creado operará generando una inclinación de la pieza en cuestión, inclinación que continuará hasta el punto en que la cupla generada en el bracket iguale en magnitud al momento de la fuerza aplicada, en el caso de la figura 2.33, por el resorte. Esto pudiera no ocurrir nunca, ya sea por causas inherentes al alambre utilizado o bien por la magnitud de la fuerza así como la frecuencia de activación. Puesto en palabras de todos los días, si se intenta deslizar un canino sobre un arco de NiTi de .014" la inclinación será inevitable e irreversible por cuanto el alambre por sí solo no podría, en tiempos terapéuticos normales, enderezar la pieza en cuestión.

De igual manera, si se intentase el deslizamiento sobre un alambre de acero de .018" pero se le reemplazara la cadena elástica semanalmente sin dar lugar a la respuesta por parte del bracket, el control sobre la inclinación también se perdería. Es la correcta combinación de niveles de fuerza, intervalos de activación y elección de la aleación y calibre indicados, la clave para la consecución de los objetivos.

Es menester para no generar confusiones hacer una distinción entre la fricción que se presenta al intentar trasladar una pieza dentaria por una parte y la resistencia al deslizamiento del alambre por parte de la ranura por otra. Aunque parezca un juego de palabras, no es precisamente lo mismo y por ello se detallará separadamente, comenzando por la fricción aplicada a la traslación dentaria.

FRICCIÓN APLICADA A LA TRASLACIÓN DENTARIA

Como se explicara en lo concerniente a la fricción para cuerpos en general, la fricción del alambre dentro del slot depende de las fuerzas perpendiculares a las superficies de contacto, así como del coeficiente de fricción inherente a dichas superficies. El deslizamiento genera fuerzas perpendiculares al desplazamiento en los ángulos opuestos (diagonalmente) de la ranura,

produciendo un momento que dificulta el movimiento dentario por aumento de anclaje (el concepto de mayor momento = mayor anclaje se encuentra descrito ampliamente en el capítulo 6). Dicho momento tiende a inclinar la pieza dentaria, de allí los intentos por disminuir esta tendencia agregando hooks extendidos a los brackets de caninos.

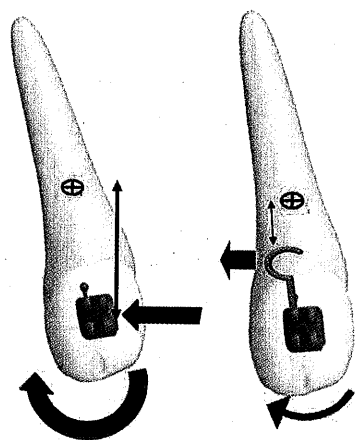


Fig2.34- A la izquierda, la representación gráfica del momento generado y sus causas, sobre la derecha un bracket con el hook extendido para desplazar el punto de aplicación de la fuerza hacia apical, disminuyendo la tendencia a rotar en el segundo orden.

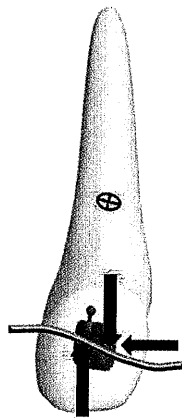
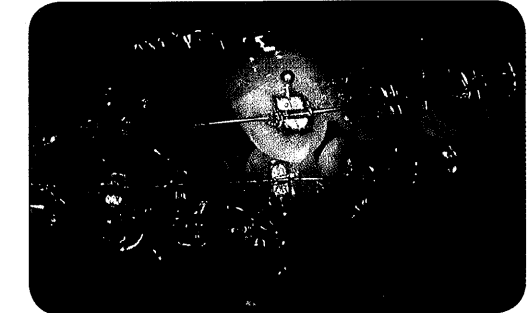


Fig2.35- El detalle de lo previamente explicado, como puede verse en la imagen, al inclinarse la pieza durante el deslizamiento se generan fuerzas perpendiculares al desplazamiento en los ángulos opuestos del bracket.

La fricción se triplica cada 5° de aumento de inclinación, siendo mayor en un bracket estrecho que en uno ancho, por la pronunciada tendencia que los primeros presentan a permitir que la pieza dentaria se incline al recibir la aplicación de una fuerza. Este aumento en la fricción genera que la fuerza necesaria para lograr el movimiento deseado sea mayor a la ideal. De hecho, para aplicar una fuerza de 100 gramos en una pieza, sobre un arco de acero de .016"x.022" en una ranura de .018", se requiere una fuerza de 295gr en un bracket de 1.1mm de ancho, 174gr en uno de 3.3mm y 155gr en uno de 4.2mm.



Figs. 2.36- Aunque aparente lo opuesto, si se quisieran aplicar 100 gramos de fuerza efectiva hacia distal, sería necesaria una mayor magnitud en el angosto bracket de la derecha que en el bracket standard de la izquierda.

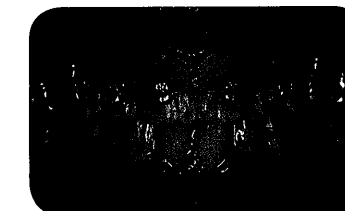
Ventajosos por comodidad y estética los brackets pequeños encuentran su propio limite en la pérdida de control en el primer y segundo orden, y en una desmedida exigencia del anclaje al ser necesario aplicar más fuerza ante la inclinación y el momento generado. Eso sin nombrar el efecto colateral extrusivo en el sector anterior como consecuencia de la inclinación canina, que será estudiado en el capítulo de cierre de espacios. Las definiciones sobre el coeficiente de fricción han resultado escasamente relevantes para su comprensión y aplicación en el campo ortodóncico. Fue Tidy quien describió la llamada Ley de la fricción aplicada

al deslizamiento del bracket en la cual la resistencia friccional, "P" es:

$$P = \frac{2 Fh \cdot CF}{W}$$

P = Resistencia friccional
F = Fuerza que actúa a una distancia h del arco
CF = Coeficiente de fricción
W = Ancho mesiodistal del bracket

El hecho de que el ancho mesiodistal del bracket sea el denominador en esta fórmula implica lo previamente descrito, cuanto más angosto sea el bracket, tanto mayor será la tendencia a inclinarse, generando más fricción con aplicaciones similares de fuerza.



Figs. 2.37- Caso armado con brackets singles (una aleta superior y una inferior), que al volver el sistema más elástico, promueven un gran confort inicial para el paciente.

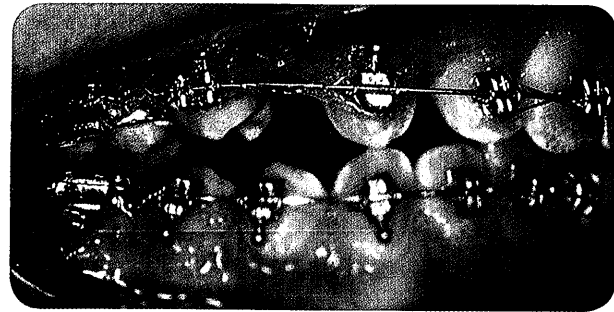
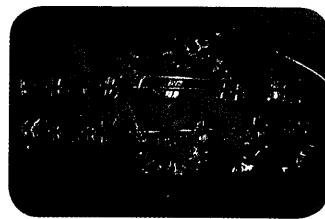
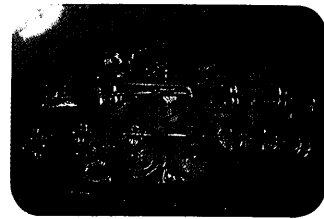
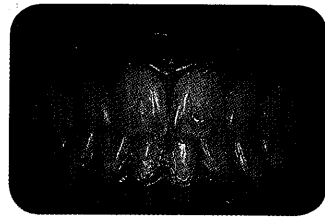
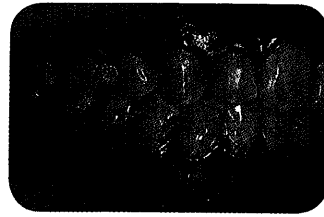


Fig. 2.38- La ansiedad es mala consejera a la hora de retraer el canino. Una aplicación de fuerza similar a lo habitualmente usado para deslizar un canino hacia distal, genera una inclinación en el mismo, inevitablemente acompañada de un ascenso del premolar, inclinación del molar y aumento de la sobremordida.

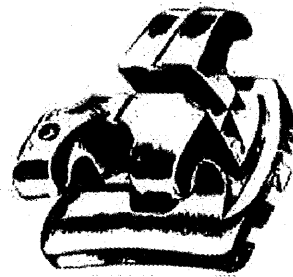


Figs. 2.39- En las imágenes de arriba se aprecia parte del intenso trabajo que acarrió el error al momento de la retracción canina. Precisamente se están aplicando cantilevers para asentar el reborde marginal mesial de los molares. Estos auxiliares generan una fuerza intrusiva en su punto de fijación en el arco, de allí la utilización de elásticos intermaxilares en el sector anterior como refuerzo de anclaje. En las imágenes inferiores, el caso finalizado después de superar los inconvenientes generados por no haber previsto la reacción del canino.

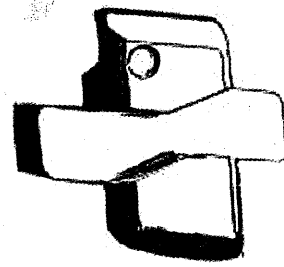


Las limitaciones apuntadas llevaron a buscar combinaciones adicionales, dando lugar a varios diseños triangulares, con una aleta gingival y dos oclusales, que además de combinar acciones de los dos tipos de brackets en términos de fricción, son eficientes por no involucrar a las piezas vecinas al tipearse en caso de retracción canina, y es ese *tipping* asimismo, lo que colabora en no exigir demasiado anclaje. Es lógico pensar que inclinar una pieza consume menos fuerza que trasladarla, máxime si se trata de un canino.

En la misma línea de pensamiento, intentando minimizar los efectos de la inclinación en el sector anterior, se desarrollaron brackets como el Tip edge®, en el que se eliminó material de los extremos contrapuestos de la ranura, permitiendo *tipping* en un solo sentido, sin que por ello genere extrusión anterior. Igualmente, incorpora un *slot* vertical que admite alambres auxiliares para colaborar en el enderezamiento post-retrusivo y es asimismo muy pobre el control de rotación dada su escasa sección mesiodistal.



Figs. 2.40- Brackets con sólo una aleta superior, otros con sectores de su ranura torneados, todo con el fin de permitir una cierta inclinación o *tipping* sin que ello afecte al sector anterior en términos verticales y de torque.



FRICCIÓN APLICADA AL DESLIZAMIENTO DEL ALAMBRE DENTRO DE LA RANURA TIPOS Y DISEÑOS DE BRACKETS, RELACIÓN CON LA FRICCIÓN.

La gran mayoría de los estudios sobre fricción estuvieron basados en la traslación de una pieza dentaria y no en la facilidad con que el alambre corre por dentro de las ranuras. Es justamente allí donde el tipo de ligado, su reemplazo por el autoligado o el diseño del bracket generan enormes diferencias que inciden en la velocidad del sistema para principalmente alinear y nivelar. Primeramente el espesor de la pared de las alas juega un rol fundamental dado que marca el punto de partida de la ligadura y el ángulo que forma al contactar el arco: ángulo alfa. Cuanto más aproximado a los 180° sea éste, menor fricción generará la ligadura

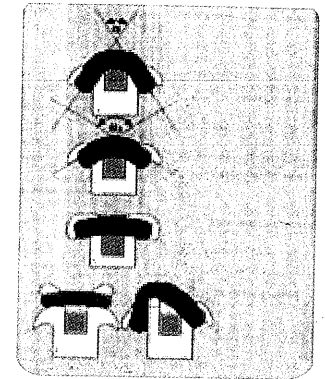
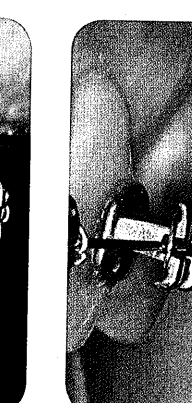
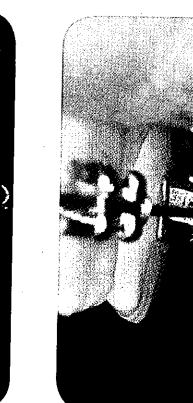
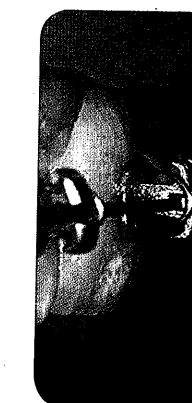
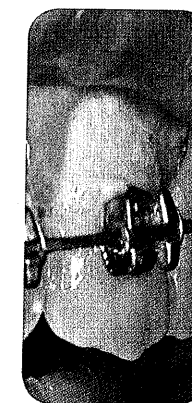
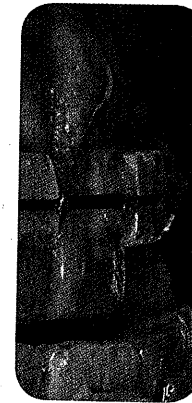


Fig. 2.41- Diferentes ángulos alfa que pudieran presentar los brackets de acuerdo con la combinación entre la profundidad de la ranura y el espesor de las aletas. Es de singular importancia a la hora de nivelar y alinear, momento en el que se necesita que el alambre "corra" por dentro de las ranuras con la mayor libertad posible.



Figs. 2.42- Diferentes combinaciones de arcos, brackets, tipos de ligado y ángulos alfa formados. De izquierda a derecha la fricción va decreciendo, aunque además de poseer aletas de un espesor mínimo, el primer bracket a la derecha posee en su ranura un alambre de calibre reducido.

Esto que suena tan moderno también es historia antigua en la ortodoncia, tal como los diseños de brackets, con particularidades similares a los que actualmente parecieran revolucionarios. Cualquiera de los brackets abajo detallados, presenta la particularidad de que la ligadura, ya sea elástica o de alambre, es incapaz de presionar el

alambre contra el fondo de la ranura, salvo que aquél la ocupe por completo. Seguramente al lector le sonará familiar lo descrito, ya que uno de los temas en boga en estos días es el ligado activo, pasivo o interactivo dentro de sistemas de autoligado, los que se detallarán al final del presente capítulo.

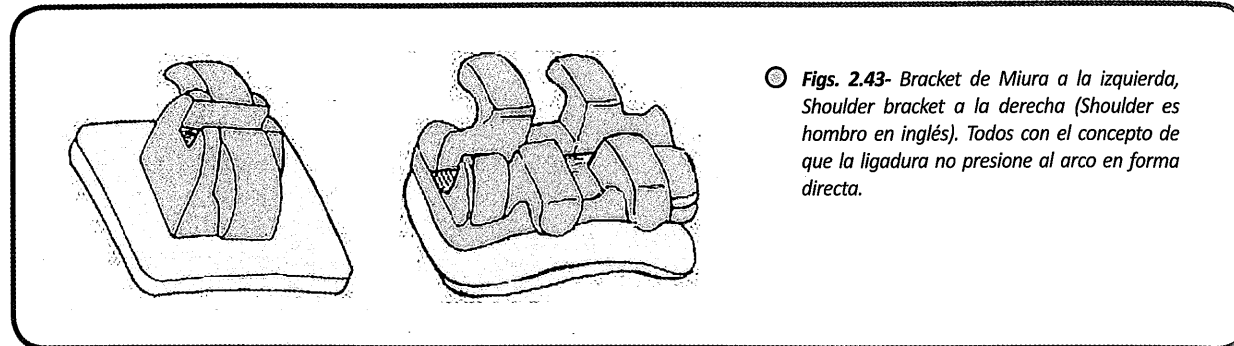


Fig. 2.43- Bracket de Miura a la izquierda, Shoulder bracket a la derecha (Shoulder es hombro en inglés). Todos con el concepto de que la ligadura no presione al arco en forma directa.

La ortodoncia, como tantas áreas de la vida actual, se reinventa a sí misma permanentemente, por lo que todas estas ideas poblaron la especialidad desde hace años. Los intentos por estrechar la sección mesiodistal de un bracket gemelo han podido verse previamente en el presente capítulo, de igual manera que se hace en diversos diseños, así como el intento de disminuir la superficie de contacto entre el alambre y el bracket, tan en boga en estos días.

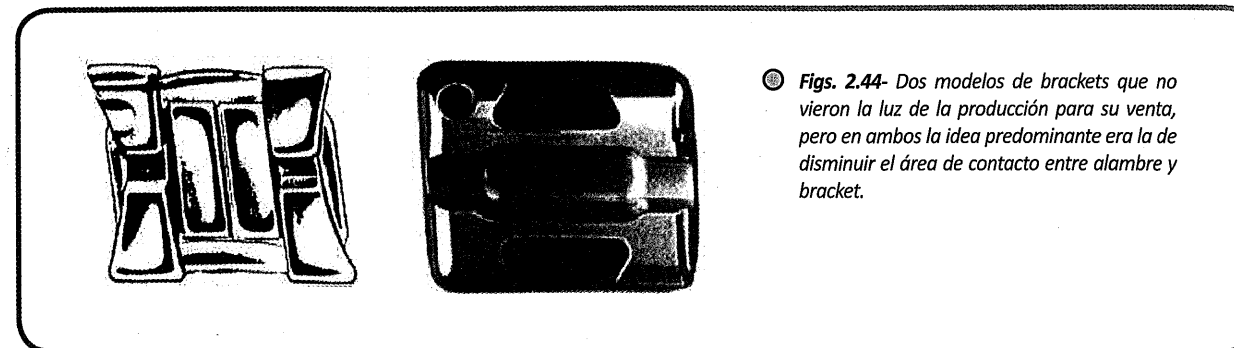


Fig. 2.44- Dos modelos de brackets que no vieron la luz de la producción para su venta, pero en ambos la idea predominante era la de disminuir el área de contacto entre alambre y bracket.

En aras de minimizar todavía más el contacto, ha habido diseños que ni siquiera llegaron a fabricarse a escala comercial que presentaban una protuberancia en el centro del slot, o bien toda una elevación a lo largo de la ranura, así como aletas de sección redondeada. Todos estos diseños, exitosos o no, fueron el germen de las ideas que hoy día han florecido en la ortodoncia.

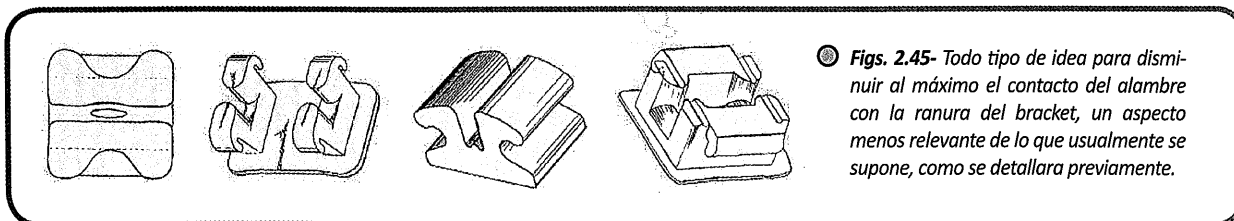


Fig. 2.45- Todo tipo de idea para disminuir al máximo el contacto del alambre con la ranura del bracket, un aspecto menos relevante de lo que usualmente se supone, como se detallara previamente.

TIPOS DE BRACKETS AUTOLIGANTES

Al día de la fecha son innumerables las publicaciones resaltando las virtudes inconmensurables de cada uno de los sistemas de autoligado, y seguramente en el tiempo que medie entre la escritura y la publicación del presente texto, habrá aún más, siguiendo un crecimiento exponencial. Es por ese motivo que se aclara que en este capítulo sólo se explicarán ciertas características de este tipo de aparatología para dotar al lector de

argumentos para discernir a la hora de optar. Los brackets de autoligado comenzaron a desarrollarse, tímidamente, hace ya muchos años, en la década del '30 del pasado siglo. No fue hasta que la manufactura permitió su correcto funcionamiento que se volvieron populares. Dentro de la variedad que la industria ofrece hoy en día, se pueden distinguir o clasificar entre: activos, pasivos, o interactivos.

ACTIVOS

En este tipo de brackets, la tapa presiona en forma constante al arco contra el fondo de la ranura, sea éste de un calibre de .012" o un rectangular de .021"x.025". El cap o tapa en varios de ellos está confeccionado en níquel titanio. Esa presión constante del alambre los hace generar una alta fricción aunque son marcadamente eficaces para corregir rotaciones en estadíos iniciales de tratamiento. En virtud de su capacidad de transmitir la información, es vital el correcto posicionamiento, hecho a veces complicado por el reducido tamaño.

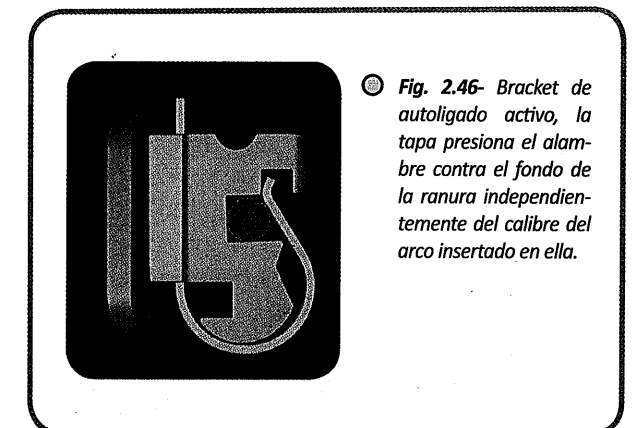


Fig. 2.46- Bracket de autoligado activo, la tapa presiona el alambre contra el fondo de la ranura independientemente del calibre del arco insertado en ella.

PASIVOS

Este grupo está conformado por los brackets cuya tapa hace tope contra la pared externa del slot, generando algo similar a la luz de un tubo, que permanece invariable ya sea que contenga al más delgado de los alambres redondos o al arco rectangular que menos juegue en el interior. La virtud de este tipo de aparatología es la enorme libertad con la que se mueve el arco en el interior de la ranura, promoviendo una nivelación muy veloz, con fuerzas marcadamente ligeras.

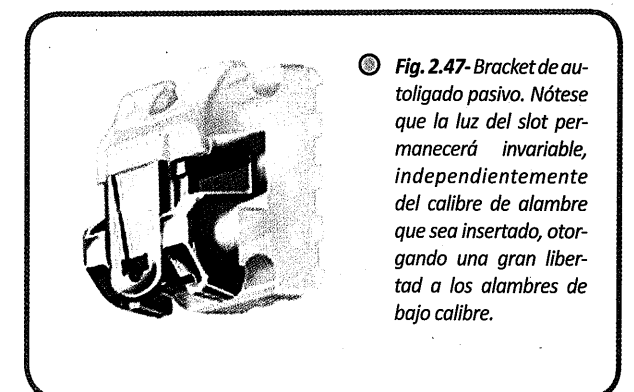


Fig. 2.47- Bracket de autoligado pasivo. Nótese que la luz del slot permanecerá invariable, independientemente del calibre de alambre que sea insertado, otorgando una gran libertad a los alambres de bajo calibre.

INTERACTIVOS

El desarrollo de este tipo de brackets pareciera ser una evolución o pasada en limpio de las fallencias de los previamente descritos. Debido a que el *cap* hace tope levemente introducido en el *slot*, este dispositivo actúa como un bracket pasivo hasta cierto calibre de alambre y activo de allí en adelante. Al igual que en los brackets activos, en ciertos movimientos, el alambre tiende a presionar hacia afuera a la tapa.

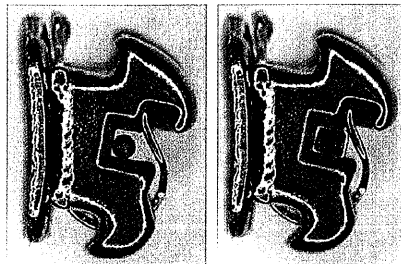


Fig. 2.48- Bracket de autoligado interactivo. Apréciase que un alambre de escasa sección queda libre en el interior de la ranura, en tanto que al llegar a un calibre mayor, la tapa o *cap* presiona sobre el mismo.

ALGUNAS CONCLUSIONES BÁSICAS SOBRE EL AUTOLIGADO

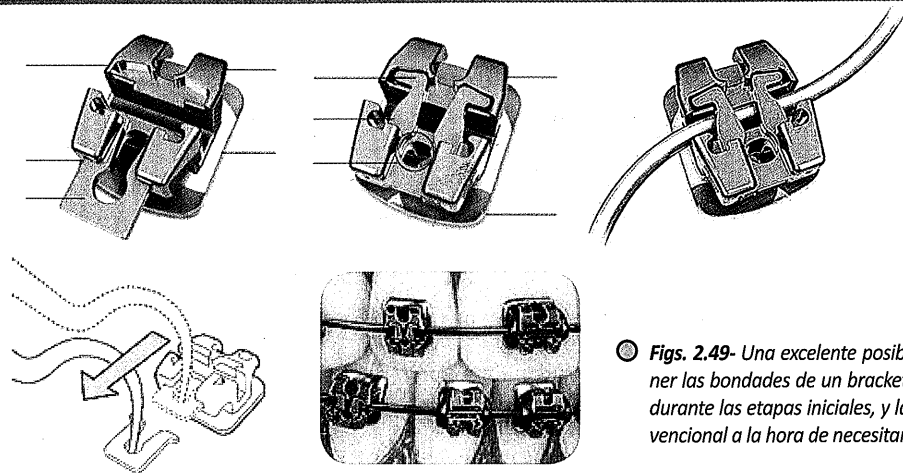
Y bien, catálogo en mano el lector espera un veredicto, como para decidirse por uno u otro tipo de bracket. La realidad es que el sistema de ligación pasiva, por su gran facilidad para hacer correr el alambre en su interior, otorga ventajas en etapas iniciales. También es importante entender que el hecho de no llenar la ranura para no incrementar la fricción, atenta contra un completo aprovechamiento de las bondades de la ranura preajustada. Un bracket de ligación activa aprovecha al máximo lo que cada sección de alambre le extraiga a la ranura, pero tiene una performance muy pobre en relación a los pasivos en etapas iniciales y elevada fricción si se intentara trasladar un canino, por ejemplo.

El camino pareciera conducir a los brackets interactivos, que aparentan tener lo que unos y otros

ofrecen para las distintas etapas, versatilidad y gran deslizamiento del arco en las ranuras en etapas iniciales, control y expresión de la información de las ranuras en etapas avanzadas.

También es una característica distintiva de algunos brackets, la de poder quitar la tapa para utilizarlos como brackets convencionales, volviéndolos todavía más versátiles. De alguna manera, hasta estos días esto aparece como la alternativa más completa.

La customización o personalización de los brackets a través de *set-ups* virtuales, CAD-CAM y otras tecnologías actuales junto a los sistemas de autoligado son, sin dudas, las vedettes del mercado actual. Aunque nada de esto exceptúa la necesidad de entender lo que ocurre dentro de las ranuras y los efectos colaterales que ello pudiera ocasionar.



Figs. 2.49- Una excelente posibilidad es la de tener las bondades de un bracket de ligado pasivo durante las etapas iniciales, y las del ligado convencional a la hora de necesitarlas.



Conclusión y estado del arte

Si bien el presente texto se centra en las aplicaciones clínicas que comienzan en el siguiente capítulo, es importante señalar que el concepto más utilizado hoy en día, en cuanto a los estudios de fricción, desgaste y lubricación, es el de sistema tribológico. Éste se identifica como un par mecánico determinado por las características de las superficies en contacto y propiedades de los materiales, variables que constituyen el tribo-sistema.

La tribología es la ciencia y técnica que se ocupa de las superficies, sistemas en movimiento que se encuentran en contacto mutuo.

Esta ciencia es de carácter multidisciplinario pues la física, la química, la economía, la ciencia de los materiales, la matemática y la computación están interconectadas. ¿Nota el lector alguna

similitud con los días que corren?

Podríamos concluir que el conjunto bracket adherido-arco-ligadura lubricado por la saliva es un sistema tribomecánico.

Incorporar los conocimientos de la tribología en el diseño, la manufactura de las aparatologías ortodóncicas, su control y mantenimiento son indudablemente de gran necesidad para el ortodoncista y su tratamiento.

Este capítulo podría perfectamente titularse "Conozca sus herramientas", y estaría acertado en cuanto al propósito de este segmento. La correcta utilización de la aparatología y el cómo hacer que ésta trabaje para el clínico en vez de sorprenderlo con reacciones inesperadas, comienza en el próximo capítulo, denominado "Armado Racional de casos ortodóncicos".