

BIOMECANICA DE LA ORTODONCIA PARA EL ODONTOLOGO INTEGRAL

Iván D. Jiménez V., Odontólogo, Ortodoncista, M.Sc.*
Roberto Restrepo A., Físico**

INTRODUCCION:

Un programa de manejo de la maloclusión para el Odontólogo Integral debe capacitarlo para afrontar los problemas periodonto-ortodóncicos-protésico como el enderezamiento de molares, la extrusión de dientes y la alineación de pilares protésicos.

La complejidad de la Ortodoncia no está en sus sofisticaciones técnicas sino en sus fundamentos de: Biomecánica, histología, crecimiento y desarrollo, y oclusión.

Los parámetros de calidad de un tratamiento ortodóncico no son improvisados. Desafortunadamente, parte de la comunidad odontológica concibe la ortodoncia como el enderezamiento de dientes con fines cosméticos. El conocimiento de los fundamentos mecánicos de la ortodoncia permite la evaluación de la calidad de las múltiples técnicas ortodóncicas disponibles. El propósito de la mecánica es el explicar y predecir el movimiento de los cuerpos. Estos fundamentos nos enseñan a controlar el diseño del sistema de movimiento dental y a predecir los cambios posibles que tomarán lugar en los dientes utilizados.

COMPONENTES DEL SISTEMA DE MOVIMIENTO DENTAL ORTODONCICO:

En todo sistema de movimiento dental ortodóncico hay un área de acción (A), el cual involucra el movimiento dental a elaborar, y un área de reacción (R) o anclaje, el cual es utilizado para apoyar y permitir la ejecución del movimiento dental del área de acción. Esquematisando la idea anterior y tomando como ejemplo el enderezamiento de un molar, el área de acción es el molar a enderezar y el área de reacción, los dientes en

los cuales se apoyará el alambre ortodóncico para enderezar el molar (ver figura 1).

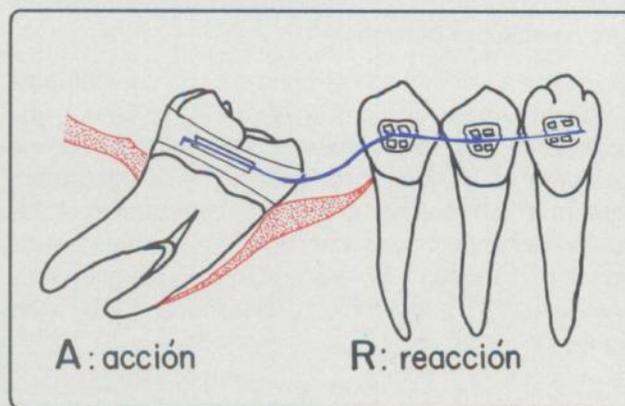


FIGURA 1: Areas de acción y reacción en un sistema de movimiento dental ortodóncico que pretende enderezar un molar.

En el caso anterior del enderezamiento de un molar, la biomecánica enseña a diseñar un sistema de movimiento que agilice con flexibilidad el área de acción y que controle con rigidez el área de reacción.

Con este diseño se garantiza que se enderece el molar sin afectar la posición de los dientes de anclaje. El control de los movimientos indeseados en el área de anclaje es una de las tareas más difíciles en la ortodoncia. Para un análisis de los factores que afectan la mecánica de la ortodoncia, se presentará a continuación la ecuación de doblaje de vigas.

EXPLICACION DE LA ECUACION DE DOBLAJE DE VIGAS:

Cuando se piensa acerca de la flexibilidad de un sistema mecánico de movimiento dental, se concentra la atención sobre la calidad y configuración del alambre a utilizar. Sin embargo, el tener un alambre que posea alta flexibilidad no garantiza que el sistema

* Jefe de Investigación e Instructor de la Facultad de Odontología del C.E.S.

** Profesor de la Facultad de Ciencias de la Universidad Nacional y docente de cátedra de la Facultad de Odontología del C.E.S.

mecánica de movimiento dental también lo sea. La geometría de la maloclusión, en este caso: que tan inclinado esté el molar y qué tan cerca esté el molar de los dientes anclaje, puede variar dramáticamente la flexibilidad del sistema. Igualmente, el tipo de ligación del alambre a las abrazaderas afecta la flexibilidad del sistema.

Para el análisis de los factores que influyen en la flexibilidad de un sistema mecánico utilizado para alinear un diente es necesario hacer un símil mecánico con un sistema de vigas.

Un sistema ortodóncico se comporta mecánicamente como un sistema de vigas en el cual las columnas que soportan la viga son comparables a los dientes, la viga comparable al alambre ortodóncico y la agarradera que une la columna y la viga, comparable a las abrazaderas de ortodoncia (Bracket) y al alambre de ligación; Isaacson y Burstone, 1976; Pryputstewicz y Burstone, 1979; Mclachlan y Weinberg, 1986. (Ver figura 2).

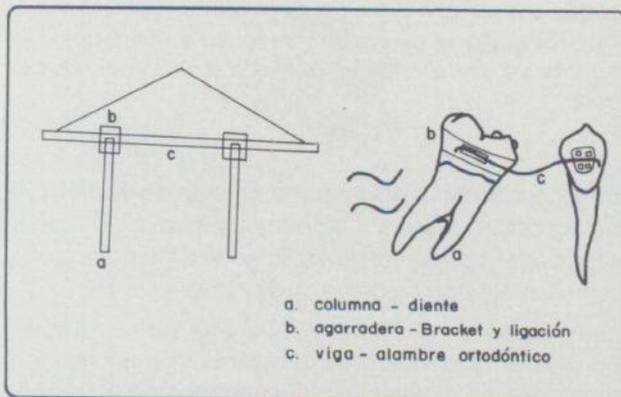


FIGURA 2: Explicación de los diferentes componentes de un sistema de vigas en la mecánica ortodóncica.

Los factores que influyen en la flexibilidad y la rigidez del sistema de vigas de ortodoncia están expresados en la ecuación física de doblaje de vigas. Esta ecuación relaciona los factores de: Elasticidad del alambre (E), grosor del alambre (I'), tipo de fijación del alambre a las abrazaderas (K) y longitud del alambre. (l) (Mclachlan y Weinberg, 1986).

La conformación total de la ecuación de doblaje de vigas es:

$$\text{RIGIDEZ} = \frac{\text{CARGA}}{\text{DEFLEXION}} = \frac{KEI^3}{l^3}$$

De la observación de la ecuación anterior se puede deducir que la rigidez del sistema de ortodoncia progresa en la medida en que aumenten los factores del numerador y disminuye (más flexible) en la medida en que aumente el factor del denominador.

Uno de los factores que más influye sobre la flexibilidad del sistema es la longitud del alambre, puesto que está potencializado cúbicamente. Con el advenimiento de nuevos materiales de alambre el módulo de elasticidad (E) es también otro factor muy importante.

A continuación se explicarán cada uno de los factores de la ecuación de doblaje de vigas.

A. Módulo de elasticidad del alambre de Ortodoncia (E):

La elasticidad de cualquier material está relacionada con su configuración atómica. Ciertos materiales como el cristal por su propiedad químico-física posee poca elasticidad, mientras que otros como el caucho poseen mucha elasticidad. En la ortodoncia hay alambre de diferentes tipos de materiales que permiten variaciones del módulo de elasticidad.

El módulo de elasticidad se define como la relación que hay entre un esfuerzo producido (fuerza por unidad de área) y la deformación del material afectado. Cada material tiene un E característico y constante. Cuando un material con poco esfuerzo presenta mucha deformación se dice que es muy elástico. Inversamente, cuando un material con mucho esfuerzo muestra poca deformación se dice que es poco elástico.

Al hablar sobre el módulo de elasticidad de un material se encuentra implícito el concepto de rango de elasticidad y plasticidad de ese material. Se dice que se está trabajando dentro del rango de la elasticidad de un alambre de ortodoncia cuando después de deformado el alambre puede regresar a su forma original. Cuando después de doblar un alambre de ortodoncia y éste no regresa a su configuración original permaneciendo deformado se está trabajando dentro del rango de plasticidad.

En la ortodoncia en el área de acción para que se permita el movimiento dental, es mandatorio que el alambre sea trabajado dentro de su rango de elasticidad. Así el alambre después de deformado tratará de regresar a su configuración original produciendo el movimiento dental, en este caso, enderezar el molar.

Tres materiales típicos que se usan para la elaboración de alambres de ortodoncia son el acero inoxidable, la combinación de níquel-titanio (nitinol) y el titanio-molibdeno (TMA).

Cada uno de estos materiales posee diferencias marcadas en su rango de elasticidad y plasticidad. A una carga constante y con la misma dimensión del alambre se deforma más el nitinol seguido por el TMA y luego el acero inoxidable. Esto significa que de estos tres alambres el nitinol es el más elástico y en términos físicos el de más bajo módulo de elasticidad.

De otra manera, el rango de plasticidad del nitinol es muy pequeño con un punto de rompimiento muy temprano lo que lo hace inapropiado para la formación de anzas.

Retomando el ejemplo del enderezamiento del molar se puede observar que se requiere de un alambre que proporcione en un extremo flexibilidad (un bajo módulo de elasticidad), en el otro rigidez (un alto módulo de elasticidad) y en ambos extremos control mecánico. (ver figura 1).

No hay ninguna combinación de material hasta la fecha, que proporcione estas cualidades. Un alambre continuo individual de cualquier material no es la solución ideal.

B. Área transversal del alambre de ortodoncia (I):

Cuando se mira en un corte transversal los alambres de Ortodoncia se puede notar que estos tienen diferentes formas y tamaños. Las formas pueden variar de redondos a cuadrados o rectangulares habiendo otros tipos de formas menos tradicionales.

El calibre por lo general expresado en pulgadas puede ir en alambres redondos desde 0.014 hasta 0.060. Los alambres cuadrados son típicamente

de una sección en pulgadas de 0.016 x 0.016 (lo que implica que cada lado tiene una longitud de 0.016 pulgadas) y los rectangulares pueden ir desde 0.016 x 0.022 hasta 0.018 x 0.022.

A continuación se explicará la manera cómo estos alambres afectan la ecuación de doblaje de vigas.

1. Alambres redondos:

La contribución de un alambre redondo a la rigidez o flexibilidad del sistema en lo que a su grosor concierne, depende del diámetro que éste tenga y de su relación en tamaño con respecto a la dimensión de la ranura de la agarradera.

Hay una proporción directa entre el área del alambre y la rigidez del sistema. A mayor área transversal del alambre, más rígido el alambre y más rígido el sistema de vigas. El cambio en la rigidez del alambre con las variaciones en su grosor se puede conocer usando la fórmula siguiente. (ver ejemplos 1 y 2).

$$I = \frac{\pi D^4}{4} \quad D: \text{Diámetro del alambre}$$

Ejemplo 1: Variación en la rigidez del alambre redondo con el aumento en su área transversal de 0.014 pulgadas a 0.016.

$$D1 : 0.016 \quad D2 : 0.014$$

$$\text{Cambio en la rigidez: } \frac{I_1}{I_2} = \frac{\frac{\pi D1^4}{4}}{\frac{\pi D2^4}{4}} = \left(\frac{D1}{D2}\right)^4 = 1.68$$

Conclusión ejemplo 1: Se aumentó en un 68% la rigidez del alambre.

Ejemplo 2: Variación en la rigidez del alambre redondo con el aumento de su área transversal de 0.010 pulgadas a 0.020.

$$D1 : 0.020 \quad D2 : 0.010$$

$$\text{Cambio en la rigidez} = \left(\frac{D1}{D2}\right)^4 = 16$$

Conclusión ejemplo 2: Duplicando el área transversal se aumentó 16 veces la rigidez del alambre.

Se puede observar que mínimos cambios en el área transversal de los alambres redondos, varían dramáticamente la rigidez del alambre de ortodoncia pudiendo generar altas fuerzas, haciendo más difícil alcanzar el objetivo deseado y poniendo en riesgo la salud del ligamento periodontal.

El inconveniente que presentan los alambres redondos es el que por estar articulados en una ranura rectangular de la abrazadera (bracket) tienden a rotar sobre ésta ofreciendo poco control sobre el movimiento dental.

Volviendo al ejemplo del enderezamiento del molar y reconociendo que se requiere de flexibilidad, rigidez y control mecánico, se puede concluir que ningún alambre redondo puede individualmente satisfacer estos requisitos.

2. Alambres rectangulares:

La rigidez de un alambre rectangular en relación con su área transversal se puede conocer usando la fórmula:

$$I = \frac{\text{Base} \times (\text{altura})^3}{12}$$

El cambio en la rigidez de un alambre rectangular con el aumento de su área transversal se calcula de la siguiente manera:

$$\text{Cambio en la rigidez: } \frac{I_1}{I_2} = \frac{\frac{B1 \times (A1)^3}{12}}{\frac{B2 \times (A2)^3}{12}} = \frac{B1 \times (A1)^3}{B2 \times (A2)^3}$$

De la observación de la ecuación anterior se puede concluir que cambios en cualquiera de las dimensiones de los alambres rectangulares influyen de manera importante en la rigidez de dichos alambres.

Dadas las dimensiones de los alambres rectangulares, estos tienden a generar altas fuerzas re-

quiriéndose de buena planeación para su introducción en un tratamiento ortodóncico aceptado biológicamente por el periodonto. Hay dos vías posibles para lograr este objetivo. La primera se hace con una alineación y nivelación inicial de los dientes con alambres flexibles para entrar con alambres rectangulares en la fase final de movimiento dental que requiere de control máximo. La segunda vía (la que se ilustrará en este artículo para el enderezamiento del molar) preconiza el uso de alambres rectangulares con un bajo módulo de elasticidad (TMA) desde la primera fase del movimiento. Obviamente se requiere de un diseño mecánico especial que garantice aceptabilidad biológica y éste será presentado durante el curso de este artículo.

La rigidez de un alambre rectangular 0.017 x 0.025 TMA es comparable a la de un alambre 0.020 de acero inoxidable. La rigidez de un alambre 0.016 x 0.022 TMA es comparable a la de un alambre 0.018 ó 0.016 x 0.016 de acero inoxidable. Esto muestra las bondades de un material de bajo módulo de elasticidad como el TMA que permite el uso de alambres que desde fases iniciales controlan más el movimiento dental (Burstone, 1981).

C. Articulación entre el alambre y la agarradera (K):

La manera como se ligue el alambre de ortodoncia a la agarradera afecta sensiblemente la rigidez del sistema de vigas. Se ha reportado que esta acción de ligación puede aumentar la rigidez del sistema hasta en un 400% (Levin, 1985).

El valor de la constante K mide el contacto entre las superficies de la ranura de la abrazadera y el alambre de ortodoncia, y da una medida de la fricción que hay entre estos dos elementos. A mayor fricción habrá más agarre y más rigidez en el sistema de vigas. Aumentar al máximo la fricción en el área de anclaje (reacción) es un objetivo en la terapia ortodóncica. La consecución de tal objetivo solo es posible con la utilización de alambres rectangulares de alto calibre puesto que un alambre redondo tiende a rotar en la ranura de una abrazadera.

(ver figura 3)

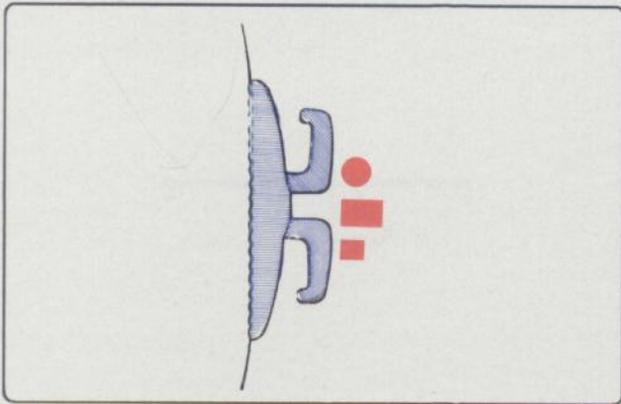


FIGURA 3: Relación entre la configuración del alambre y la ranura de la agarradera con la fricción. Se obtiene mayor fricción y control con un alambre rectangular de dimensión total.

Los valores de la constante K para dos sistemas típicos de agarre en física y con aplicación a la ortodoncia pueden ser vistos en la figura 4.

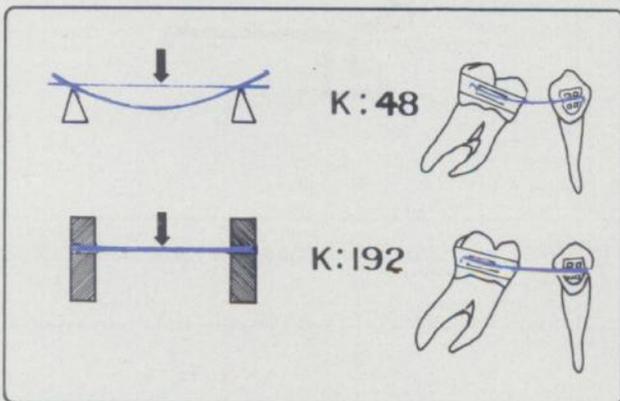


FIGURA 4: Variaciones en la constante K de dos sistemas de agarre, soporte simple y fijo (Morgan y Williams, 1968).

El soporte simple es análogo en la ortodoncia en ciertos casos a la ligación elástica de alambres flexibles. El soporte fijo es análogo a la ligación firme metálica de alambres rectangulares de dimensión total.

En el ejemplo del enderezamiento del molar en el área de acción se requiere de flexibilidad, y para tal

si se requiere utilizar la constante K se debe utilizar un sistema de soporte simple con ligación elástica de alambres flexibles. Sin embargo este sistema peca en el sentido que desmejora el control sobre el movimiento molar. Otras ideas que permiten flexibilidad con control, se presentarán cuando se analice el efecto de la longitud del alambre sobre el sistema de vigas.

En el mismo ejemplo del enderezamiento del molar en el área de anclaje se requiere de máxima rigidez y para tal se debe utilizar un sistema de soporte fijo.

D. Longitud del alambre (1):

La longitud del alambre es la característica que más puede modificar el operador para obtener flexibilidad o rigidez en el sistema ortodóncico de vigas. El estar presente en el denominador de la ecuación de doblaje de vigas implica que su acción es inversamente proporcional a la rigidez del sistema. A más longitud del alambre menos rigidez (más flexible) en el sistema. Al estar potencializado al cubo se hace más significativo el efecto que este pueda tener sobre la rigidez del sistema. Esto implica que duplicando la longitud del alambre se disminuye en 8 veces la rigidez del sistema.

El aumento de la longitud del alambre se puede lograr con circuitos de anzas o aumentando la distancia entre las agarraderas. Esta última medida se puede obtener omitiendo agarraderas adyacentes. En el caso del enderezamiento del molar en vez de adherir una agarradera próxima al molar en el segundo bicúspide, se adhiere en el primer bicúspide. Esto duplicará la longitud del alambre y disminuirá en 8 veces la rigidez del sistema.

Ejemplos de los cambios en la flexibilidad del sistema con variaciones en la distancia entre las abrazaderas se pueden observar comparando la distancia entre las abrazaderas de los dientes superiores e inferiores. La mayor rigidez inherente al segmento antero-inferior es debida a la poca distancia entre las abrazaderas. De la misma manera este efecto puede verse en la técnica ortodóncica lingual.

DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE DEL ENDE- REZAMIENTO DE UN MOLAR:

Para conocer claramente las fuerzas que actúan en un sistema de movimiento dental, utilizamos el método de diagrama de cuerpo libre. Con este método primero se determinan las fuerzas que actúan sobre el cuerpo (en este caso los dientes), luego se aísla del sistema cada diente y se grafican las fuerzas que actúan sobre él. Esta graficación proviene de una simulación visual del efecto que el alambre tiene sobre los dientes.

En el caso del enderezamiento de molar cada diseño de enderezamiento es un sistema diferente y como tal cada uno tiene un sistema de fuerzas diferente.

En este artículo estudiaremos el diagrama de cuerpo libre de un sistema de anza en ele (L) en alambre rectangular TMA de dimensiones 0.017" x 0.025" en ranuras de agarradera (Bracket) de 0.018" x 0.025" (ver figura 5).

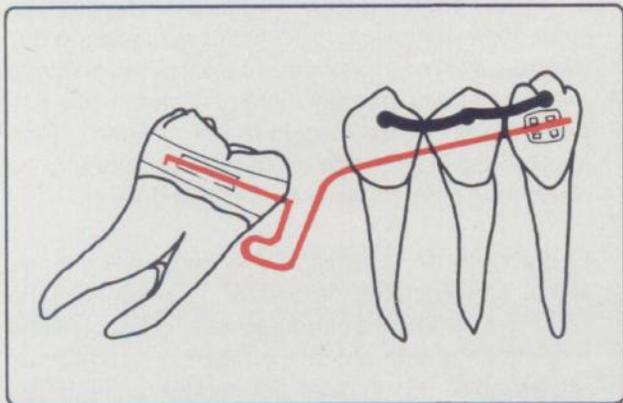


FIGURA 5: Sistema de enderezamiento de molar a analizar con el diagrama de cuerpo libre.

Una vez conocido el sistema se determinan las fuerzas y se construyen los diagramas de cuerpo libre. Por ejemplo para el área de acción (el molar a enderezar) en este caso específico le corresponde al siguiente diagrama de cuerpo libre:

- Imagínese el alambre pasivo (ver figura 6).
- Imagínese el alambre actuando sobre la agarradera del molar (figura 7).
- Aparece un par de fuerzas sobre la agarradera representadas en el diagrama de cuerpo libre en el molar como los vectores \vec{F}_1 y \vec{F}_2 (ver figura 8)

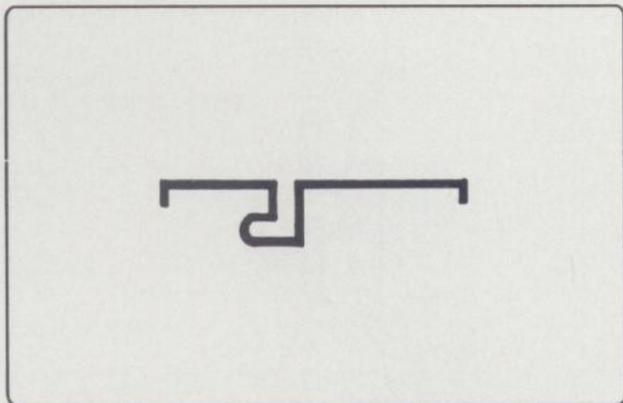


FIGURA 6: Diseño de un alambre en ele (L) rectangular para enderezar un molar. Alambre en su estado pasivo.

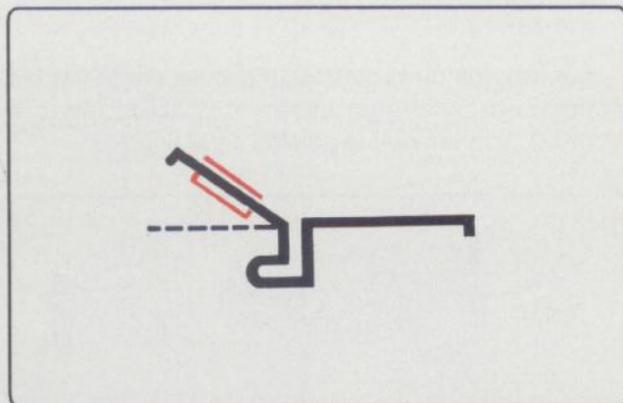


FIGURA 7: Alambre rectangular en ele (L) actuando sobre el molar.

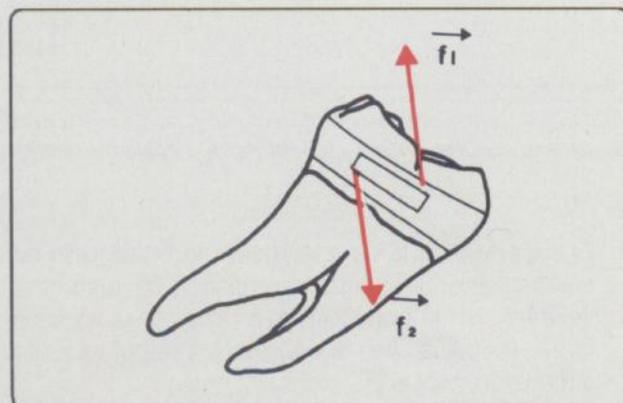


FIGURA 8: Diagrama de cuerpo libre en el molar con los vectores \vec{F}_1 y \vec{F}_2

Cada uno de los vectores del par \vec{F}_1 y \vec{F}_2 se puede descomponer en la suma de otros dos vectores, uno en dirección horizontal (eje x) y otro en dirección vertical (eje y) dando como resultado para \vec{F}_1 los vectores \vec{F}_{1x} y \vec{F}_{1y} , y para \vec{F}_2 los vectores \vec{F}_{2x} y \vec{F}_{2y} . (ver figura 9).

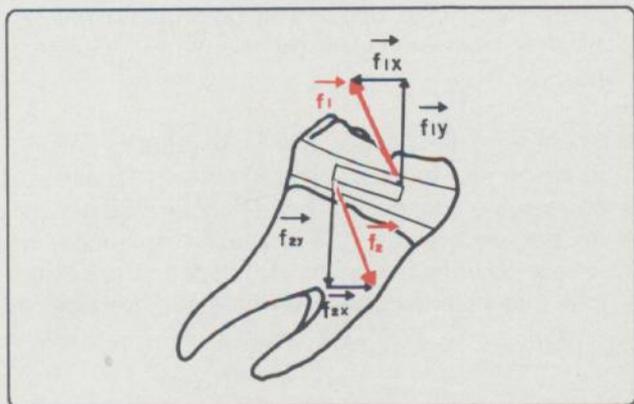


FIGURA 9: Descomposición vectorial de \vec{F}_1 en \vec{F}_{1x} y \vec{F}_{1y} y de \vec{F}_2 en \vec{F}_{2x} y \vec{F}_{2y} .

En este sistema de fuerzas los vectores \vec{F}_{1x} y \vec{F}_{2x} son componentes iguales y de sentido contrario a lo largo de la misma línea de acción, por lo tanto se anulan sin producir ningún efecto sobre el molar.

Los componentes \vec{F}_{1y} y \vec{F}_{2y} son componentes iguales y de sentido contrario que no están a lo largo de la misma línea de acción, por lo tanto producen una rotación del molar respecto a su centro de resistencia en la dirección contraria a las manecillas del reloj. (esto se llama un momento * positivo, ver figura 10).

Dentro del diagrama de cuerpo libre se trabaja con base a la ley de equilibrio de la estática la cual postula que para la existencia del equilibrio en un sistema mecánico, la suma de fuerzas y momentos sobre los cuerpos debe ser cero.

* Momento: Tendencia a rotar un cuerpo respecto a un punto o eje.

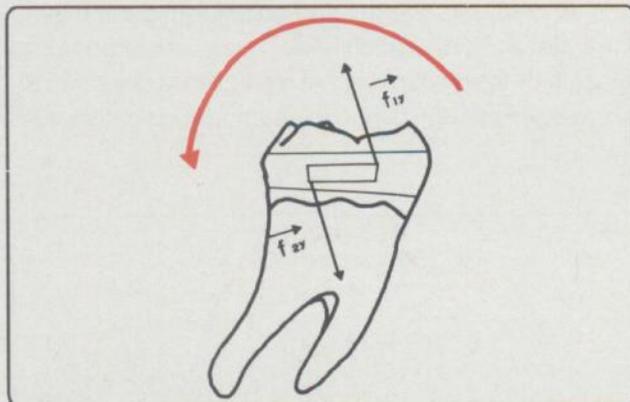


FIGURA 10: Rotación provocada al molar por la acción del par de fuerzas \vec{F}_{1y} y \vec{F}_{2y} . Momento rotacional positivo.

En el caso del enderezamiento del molar se asume que hay un equilibrio cuasi-estático reconociéndose que hay fuerzas presentes no canceladas que resultarán en el movimiento del molar. Sin embargo para simplificar el análisis y obviar la necesidad de considerar la aceleración del cuerpo, el sistema se interpreta como en equilibrio.

En el instante de insertar el alambre ortodóncico para enderezar el Molar el equilibrio es obtenido gracias a que el par de fuerzas que tienden a rotar el molar son canceladas por otro par de fuerzas presentes en el área de anclaje, los bicúspides y el canino.

Dada la geometría del sistema que utiliza un anza en ele (L) no podríamos asegurar que en el anclaje la reacción es de igual magnitud a la del área de acción pero se puede suponer que es muy parecida. Ya habiendo reconocido las fuerzas y los momentos en el molar, se deben buscar las contrapartes en el área de reacción para satisfacer la suposición de equilibrio.

Debe existir por lo tanto en el bicúspide un par de fuerzas representadas en el diagrama de cuerpo libre como \vec{F}_1 y \vec{F}_2 . Estos vectores se pueden descomponer en \vec{F}_{1x} y \vec{F}_{1y} para \vec{F}_1 , y \vec{F}_{2x} y \vec{F}_{2y} para \vec{F}_2 (ver figura 11). En este sistema de fuerzas los vectores \vec{F}_{1x} y \vec{F}_{2x} son componentes iguales de sentido contrario y a lo largo de la misma línea de acción, por lo tanto se anulan. Los componentes \vec{F}_{1y} y \vec{F}_{2y} son componentes iguales y de

sentido contrario que no están a lo largo de la misma línea de acción produciendo como resultado una rotación de los bicúspides y el canino en la dirección de las manecillas del reloj, un momento negativo (ver figura 11).

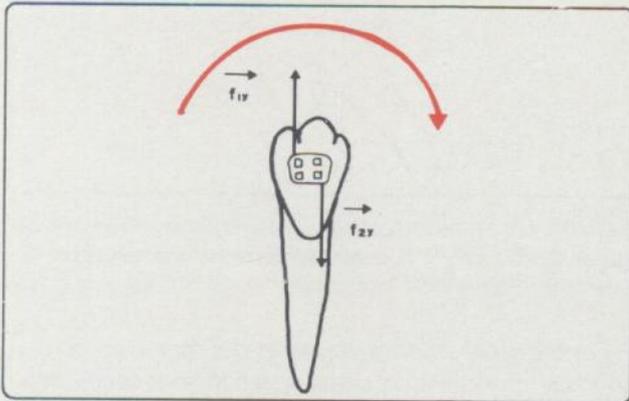


FIGURA 11: Fuerzas de reacción sobre los dientes anclaje al tratar de enderezar un molar con un sistema ortodóncico de alambre rectangular en eje (L). Momento rotacional negativo producido por el par de fuerzas y \vec{F}_{1y} , \vec{F}_{2y} en el canino.

La composición total del diagrama de cuerpo libre puede verse en la figura 12.

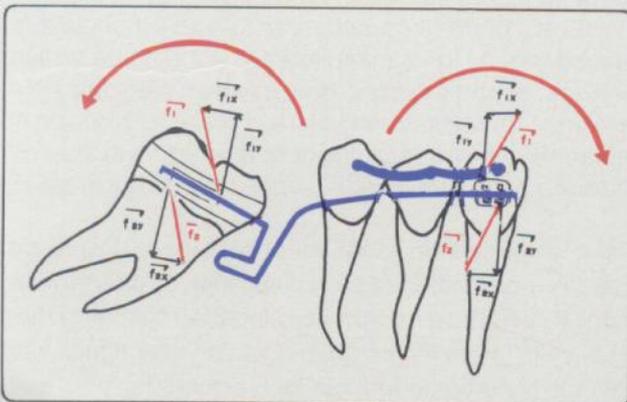


FIGURA 12: Composición total del diagrama de cuerpo libre para la zona de acción y reacción.

Las conclusiones que se pueden sacar al analizar el diagrama de cuerpo libre son:

1. El diagrama de cuerpo libre permite el análisis tridimensional de cualquier sistema mecánico ortodóncico.
2. El sistema mecánico diseñado para enderezar el molar logra este objetivo al generar un par de fuerzas que producen un momento rotacional positivo.
3. En el área de anclaje hay la presencia de una reacción de fuerzas parecidas en magnitud y opuestas en dirección a las del molar. Se genera un par de fuerzas que producen un momento rotacional negativo en los bicúspides. Para evitar este movimiento deletéreo se debe reforzar el anclaje.

TRATAMIENTO DEL ENDEREZAMIENTO DE UN MOLAR:

Si el objetivo de tratamiento en este caso es el enderezar el molar sin afectar los dientes anclaje, es comprensible que ninguno de los factores de la ecuación de doblaje de vigas por sí sólo puede garantizar flexibilidad en el área de acción y rigidez en el área de anclaje. Esto significa que un alambre continuo que conecte el molar y los bicúspides no es la solución ideal.

Una de las posibilidades que permite controlar el enderezamiento del molar es dividir el sistema de vigas ortodóncico en dos subsistemas, uno de flexibilidad en el área de acción y otro de rigidez en el área de anclaje.

El subsistema de flexibilidad se diseña de tal manera que la longitud del alambre y su módulo de elasticidad proporcionen alta flexibilidad sin descuidar el control sobre el molar.

Clínicamente esto se puede obtener aumentando la distancia interabrazaderas y/o utilizando anzas y/o utilizando un alambre con un módulo de elasticidad bajo, idealmente el TMA. Se requiere el uso de un

alambre rectangular puesto que este podrá controlar los movimientos indeseados que surgen al enderezar el molar. Si se trabaja con agarraderas de ranura 0.018 x 0.025 pulgadas se debe colocar un alambre rectangular TMA de dimensión 0.017 x 0.025 pulgadas con un anza en ele (L) para proporcionar flexibilidad y control (ver figura 5).

El subsistema de rigidez se diseña de tal manera que no permita movimiento en el área de reacción o anclaje. Clínicamente esto se puede obtener ferulando con resina los dientes anclaje o utilizando refuerzos de anclaje como arcos linguales parciales o totales, o botones palatinos. En la figura 5 se puede observar cómo la ferulización lingual de los bicúspides y el canino solidifica el anclaje. De esta manera se podrá evitar los movimientos deletéreos que surgen al

tratar de enderezar el molar (ver conclusión número 3 en la página 14).

El diseño ortodóncico para el enderezamiento de un molar de la figura 5 no es el único diseño que permite flexibilidad, rigidez y control mecánico, pero sí es uno de los más prácticos y racionales para un odontólogo integral.

El estudio de la ecuación de doblaje de vigas en otros casos de movimiento dental permite la racionalización de la mecánica utilizada.

Reconocimiento:

Al Dr. Ken Mclachlan por la colaboración para la elaboración de este artículo.

BIBLIOGRAFIA

Burstone, C.J.: Variable-modulus orthodontics. Am. J. Orthod., 80: 1-16, 1981.

Isaacson, R.J.; y Burstone, C.J.: Malocclusion and bioengineering. En: Ahinger, E.; y Pakkoi, P. (Editores): *The relevance of biomedical engineering to dentistry*. Proceedings of the workshop held at the national Institute of Health. Bethesda, Maryland, February 2-4, 1976. Bethesda, National Institute of Health.

Leving, K.: *The influence of ligation on orthodontic force and moment delivery*. Thesis M. Sc. University of Manitoba, Canada, 1985.

Mclachlan, K; y Weinberg, J.: *Biomecánica de la ortodoncia*. Curso de postgrado. Universidad de Manitoba, Canada, 1986.

Morgan, W.; y Williams, D.T.: *Structural mechanics*. Pitman paperbacks, 1968.

Pryputniewicz, R.J.; y Burstone, C.J.: *The effect of time and force magnitude on orthodontic tooth movement*. J. Dent. Res., 58: 17-54, 1979.