

VECTORES DE FUERZA GENERADOS CON MICROIMPLANTES EN LA RETRUSIÓN EN MASA DEL SECTOR ANTEROSUPERIOR

*EDUARDO JUAN MUIÑO**, *MAURICIO HAENGGI***,
*MARÍA ADELA GUMIELA****, *MARÍA JOSÉ CARTHY*****

* Co-Director de la Carrera de Ortodoncia y Ortopedia (AAO). Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar.

** Titular de la materia Biomecánica (AAO). Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar.

*** Titular de la materia Técnicas con fuerzas suaves y arco recto (AAO). Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar.

**** Alumna de la Carrera de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar (AAO).

RESUMEN

La incorporación de los microimplantes a la ortodoncia revoluciona la mecánica de cierre de espacios por deslizamiento, ya que mejora sus dos puntos “débiles”: el anclaje y el control dentario tridimensional.

El propósito de este trabajo es determinar los vectores de fuerza y el tipo de movimiento generado en la retrusión en masa del sector anterosuperior, según las distintas ubicaciones de los microtornillos y la altura del brazo de la palanca anterior.

Las nuevas tendencias de utilización de microimplantes para la retrusión producen vectores de fuerza horizontales y verticales y momentos según su ubicación y según el punto de aplicación de la fuerza. Debido a esto último, el conocimiento de la biomecánica adquiere especial importancia para un correcto resultado final en el tratamiento ortodóncico.

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 correcto conocimiento de las reacciones biológicas ante las fuerzas ejercidas.

Palabras clave: cierre de espacios, microimplantes, vectores de fuerza, retrusión, torque, control dentario 3D.

ABSTRACT

The incorporation of miniscrew into orthodontics revolutionizes the mechanics of sliding closure spaces, since it improves its two “weak” points: anchoring and three-dimensional dental control.

The purpose of this work is to determine the force vectors and the type of movement generated in the mass retrusion of the anterior superior sector according to the different miniscrew’s locations and the anterior lever arm’s height.

The new trends in the use of miniscrews for retrusion produce horizontal and vertical force vectors and moments according to their location and the point of application. In consequence, the knowledge of biomechanics acquires special importance to get a correct final result in orthodontic treatment.

Not having a detailed knowledge of the biological reactions on the forces exerted will cause that the accurate diagnosis, the clear and realistic treatment objective, and the choice of the correct appliances to be frustrated over and over.

Keywords: closure spaces, miniscrew, force vectors, retrusión, torque, 3D dental control.

INTRODUCCIÓN

El cierre de espacios, en los casos tratados con extracciones, requiere de un perfecto manejo de la técnica a utilizar para lograr los objetivos propuestos sin que se produzcan inconvenientes que retrasen nuestro tratamiento.

Entre los principales problemas que enfrenta el clínico podemos encontrar la conservación del anclaje, así como también el control del torque anterior.

Si hablamos de anclaje, el inconveniente desde siempre ha sido la tercera ley de Newton, que dice que “cada movimiento genera otro de igual intensidad y signo contrario”. Este fenómeno físico explica la dificultad de mover dientes tirando de otros que no se desean mover.

Los métodos convencionales para la retrusión en masa del sector anterior en la mecánica de deslizamiento producen la extrusión de los incisivos superiores y la rotación del plano oclusal en sentido de las agujas del reloj.

La incorporación de los microimplantes a la ortodoncia revoluciona dicha mecánica, ya que mejora sus dos puntos “débiles”: el anclaje y el control dentario tridimensional. (1)

El propósito de este trabajo es determinar los vectores de fuerza y el tipo de movimiento generado según las distintas ubicaciones de los microtornillos y la altura del brazo de palanca anterior.

DESARROLLO

A principios de la década del 90 comenzaron a utilizarse los implantes como anclaje ortodóncico. Desde entonces, esta aplicación ha evolucionado considerablemente.

Los microtornillos utilizados en ortodoncia, están confeccionados de titanio médico grado 5, tienen un perfil cónico y están disponibles en diferentes diámetros y largo. El titanio de grado 1 contiene una concentración de 91,5% de titanio, 0,3% de hierro y 0,1% de carbono. Contiene una elevada biocompatibilidad, pero es muy frágil. Este es el principal motivo por el que se emplea el titanio grado 5 con una superficie sin tratar, hecho por el cual no hay osteointegración, sino que se retienen por fricción. (2)

Actualmente, también están siendo muy utilizados los microimplantes de acero, promovidos por el Dr. Chris Chang, con sus características específicas.

La clasificación de estos microtornillos puede hacerse de diferentes formas:

- Según las características de inserción:
 - Autoperforantes: los propios microtornillos son los que perforan la encía y la cortical ósea.
 - Autorroscantes: necesitan un inicio de apertura con una fresa en la cortical.
- Según las dimensiones:
 - Diámetro: varía entre 1,2 mm y 2 mm
 - Longitud: entre 6 mm y 14 mm
- Según la utilización:
 - Anclaje directo: sin apoyo en diente.
 - Anclaje indirecto: la unidad de anclaje es dentaria y el microtornillo se usa como refuerzo. (2)

El dominio de la biomecánica es una de las partes más importantes para llegar a los objetivos propuestos. Un diagnóstico correcto, un objetivo de tratamiento claro y realista, y la elección de la aparatología adecuada se verán frustrados de no contar con el conocimiento 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, solo se rigen por las fuerzas que reciben.” (3)

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.

En mecánica, por deslizamiento tradicional, al ser fuerza recíproca (la acción se encuentra en las piezas anteriores y la reacción en las posteriores) los principios biomecánicos son difíciles de aplicar debido a que los sistemas de fuerzas se deben diseñar de modo diferencial entre el sector a movilizar, por un lado, y el de anclaje, por el otro, dentro de la misma arcada. (3)

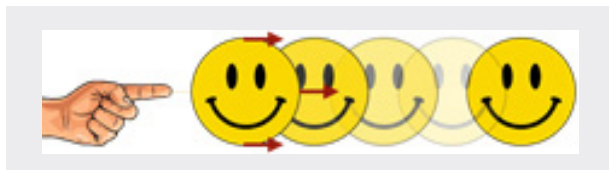
En contraste, y esto es una enorme ventaja, “los microimplantes generan un sistema de fuerzas no recíproco (la acción se encuentra en las piezas anteriores y la reacción en el microimplante) entregando un mayor control y ofreciendo nuevas direcciones de fuerza, que son difíciles de obtener con la ortodoncia convencional. Esto es posible gracias al sitio de colocación del microimplante y del poste crimpable, que modifican el vector de fuerza.” (4)

La técnica SARDAC del Dr. Echarri resume estos conceptos (5):

- Skeletal Anchorage: anclaje esquelético.
- Right Direction: dirección óptima de la fuerza.
- Absolute Control: control absoluto del movimiento dentario.

Efecto de las fuerzas sobre los cuerpos

Al aplicar una fuerza que pase por el centro de resistencia o masa de un cuerpo, se generará un movimiento de traslación, que es un movimiento en el que todos y cada uno de los puntos de ese cuerpo se mueven en igual magnitud y dirección.



En caso que la fuerza pase alejada a dicho centro de resistencia, se producirá lo que se denomina un momento de rotación.



El momento, o sea la tendencia a rotar de un cuerpo, es tanto mayor cuanto mayor es la distancia desde el punto de aplicación de la fuerza o cuando aumenta la intensidad de la misma.

Tanto es así que la fórmula para calcular el momento es: fuerza multiplicada por distancia ($Mf = F \times D$). (3)

$$Mf = F \times D$$

Efecto de las fuerzas sobre las piezas dentarias

Pasando al terreno ortodóncico, las piezas dentarias, un conjunto de ellas y hasta un 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.



FIG. 1. UNA FUERZA QUE OPERA A TRAVÉS DEL CRES HARÁ QUE TODOS LOS PUNTOS DEL DIENTE SE DESPLACEN EN IGUAL MEDIDA Y EN LA MISMA DIRECCIÓN. FUENTE: ISAACSON 1995, 4: FIG. 1.

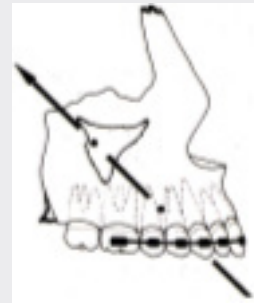


FIG. 2. CENTRO DE RESISTENCIA DEL MAXILAR SUPERIOR. FUENTE: ÁLVAREZ, 2015; 16: FIG. 1-19.

Desafortunadamente, las fuerzas se aplican sobre brackets que están adheridos a la pieza dentaria a nivel coronario ya sea por vestibular o por lingual, alejados del centro de resistencia.

Los brackets, adheridos a las piezas dentarias, al estar ubicados alejados del CR, provocarán una rotación o momento.

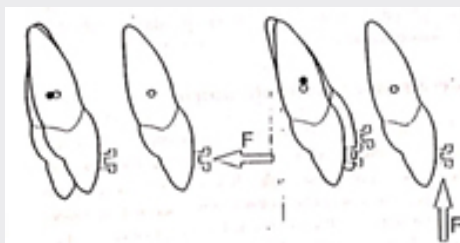


FIG. 3. FUENTE: ISAACSON, 1995, 4: FIG. 2.

Esa rotación, o la tendencia a ella, recibe el nombre de **momento de fuerza** (Mf). Como ya se mencionó previamente en su fórmula, la magnitud de Mf se mide como magnitud de la fuerza (F) multiplicada por la distancia perpendicular (D) entre la línea de fuerza y el centro de resistencia.

En aplicaciones ortodóncicas se adopta la convención de expresar las unidades de un Mf en términos

de fuerza multiplicada por una distancia, por ejemplo, m.mm. El uso de g.mm para expresar momentos es una convención ortodónica. Gramo es unidad de masa y no es correcto usarlo para expresar fuerzas. Las fuerzas se expresan correctamente en Newton. Los factores de conversión son: $1\text{g} = 0,00981\text{ N}$ y $1\text{N} = 101.937\text{ g}$.

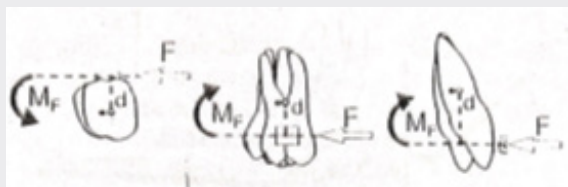


FIG. 4. FUENTE: ISAACSON, 1995, 5: FIG. 5.

Tipos de rotación

Dependiendo del punto de aplicación de la fuerza y el plano del espacio en el que esta sea ejercida, la rotación puede ser en cualquiera de los tres planos del espacio:

- 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**.
- Rotación alrededor del eje mesiodistal del diente, nombrada habitualmente como **torque**.

Mecánica de retrusión en masa con microimplantes

La retracción en masa se realiza en grupo de piezas. La arcada se divide en tres bloques, uno anterior y dos posteriores bilaterales. El bloque anterior está conformado de canino a canino y los dos posteriores de segundo premolar a primer/segundo molar.

Se realiza con arcos $0.017'' \times 0.025''$ o $0.019'' \times 0.025''$ y se utiliza un elemento activo elástico desde un hook ubicado entre incisivo lateral y canino superior al microimplante.

Los hooks (crimpables) se comercializan de distintos tamaños y formas (5):

1. Crimpable Ball-Hook: son reversibles (se pueden usar en el lado derecho o izquierdo). Vienen en tres medidas: short, medium, long.

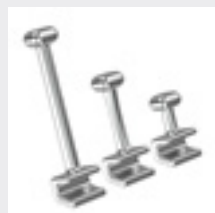


FIG. 5.

2. Crimpable Power-Arm Hook: según el modelo, pueden no ser reversibles y venir un hook para el lado derecho y otro para el lado izquierdo, o tener el "stop" crimpable con un hook reversible para ser utilizado según el lado que se requiera y, a su vez, posible de regular su longitud.

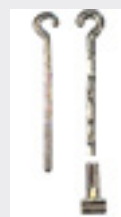


FIG. 6.

3. Crimpable Hook Multi-function: hook espiral ajustable. Permite cortar el gancho a la altura necesaria. No son reversibles. Altura máxima 8,7 mm.



FIG. 7.

Los microimplantes pueden colocarse en diferentes áreas de la boca, aunque en los casos de cierres de espacios su ubicación más habitual es en el espacio entre las raíces de segundo premolar y primer molar. También ofrecen la posibilidad de ser colocados a diferentes alturas en relación al plano oclusal, lo cual creará diferentes orientaciones biomecánicas, logrando diferentes tracciones.

Según la altura de inserción del microimplante, pueden clasificarse en:

1. Mecánica de tracción **alta**: "Si el microimplante es colocado... a una altura aproximada de 10 mm con referencia al arco, se usa el término mecánica

de retracción de tracción alta” (microimplante en cresta infrazigomática).

2. Mecánica de tracción **media**: “Cuando el microimplante es insertado aproximadamente 6-8mm por sobre el arco, se usa la expresión mecánica de retracción de tracción media”.
3. Mecánica de tracción **baja**: “Si el microimplante se coloca próximo (a menos de 5 mm) del arco principal, se usa el termino mecánica de retracción de tracción baja.”

Como afirma el Dr. Echarri en su libro *Ortodoncia & Microimplantes* (5): “La mecánica se basa en aplicar las fuerzas lo más cerca posible de los centros de resistencia de cada bloque”.

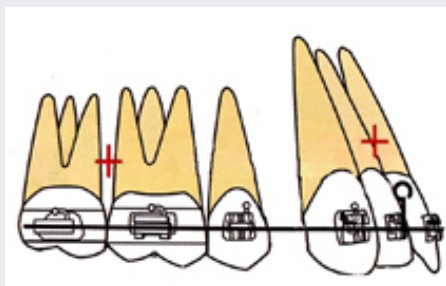


FIG. 8. “LAS CRUCES ROJAS EXPRESAN LA POSICIÓN APROXIMADA DE LOS CENTROS DE RESISTENCIA DE LOS SECTORES ANTERIORES Y POSTERIORES. APROXIMADA PORQUE ES EL RESULTADO DEL PROMEDIO DEL CONJUNTO DE PIEZAS, Y CADA UNA DE ellas PUEDE PRESENTAR DIFERENTES NIVELES ÓSEOS”. (ÁLVAREZ, 2015, 204. FIG. 6.26).

Centro de Resistencia del bloque anterior

Melsen *et. al* (6) indicaron que el CRes de los 6 dientes anteriores está ubicado a 13,5 mm por detrás y 9 mm por encima del centro del arco de alambre.

Hedayati y Shomali (7) “estimaron que el CR de los seis dientes anterosuperiores está ubicado 13,5 mm apical y 14 mm por detrás del borde incisal de los incisivos centrales.”

Por otro lado, Sang-Jin Sung *et. al* (8) en su estudio ubicaron el CRes con respecto al borde incisal del incisivo central de distintos grupos de dientes anterosuperiores:

- 4 dientes anteriores: 13.5 mm apical y 12.0 mm posterior,
- 6 dientes anteriores: 13.5 mm apical y 14.0 mm posterior,
- arcada superior completa: 11.0 mm apical y 26.5 mm posterior.

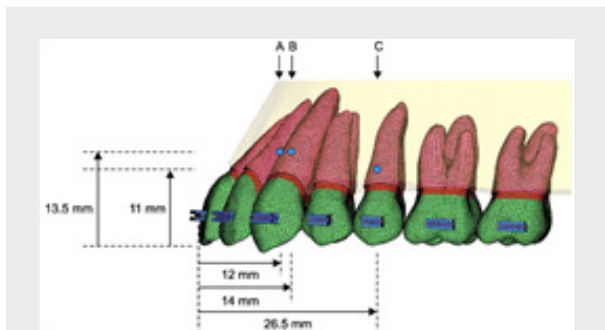


FIG. 9. SANG-JIN SUNG *ET. AL*, 2009.

Centro de Resistencia del bloque posterior

Según Jun Kawamura (9), el CRes del grupo posterior se encuentra a una altura entre 6-8 mm por encima del arco de alambre, y en sentido sagital, a nivel de la raíz mesiodistal del primer molar superior.

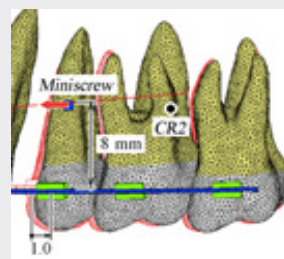


FIG. 10. FUENTE: KAWAMURA, 2012.

Otros autores (10) ubican el CRes entre el segundo premolar y primer molar superior (a nivel de su raíz mesiovestibular).

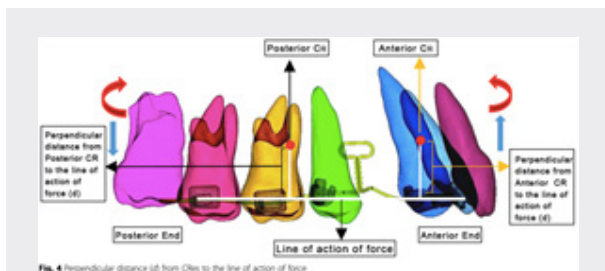


FIG. 11.

Variación del torque anterior

El torque de las piezas del sector anterosuperior depende de la altura de los “crimpable hooks” en relación al centro de resistencia del bloque anterior. (5)

Si el hook se ubica a la misma altura del centro de resistencia, se consigue un movimiento en masa del diente con mantención del torque.

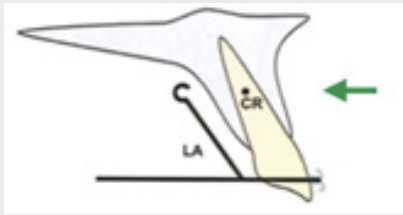


FIG. 12.

Si se utiliza un hook corto (oclusal con respecto al centro de resistencia) se consigue retrusión con pérdida de torque.

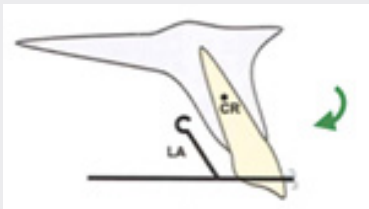


FIG. 13.

Si el hook se encuentra más gingival, por encima del CR, se consigue retrusión con aumento de torque.

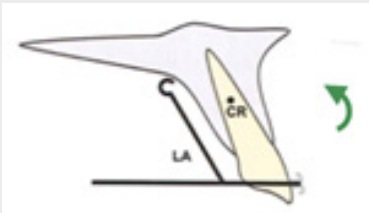


FIG. 14.

Variación del overbite

Dependiendo de la ubicación en altura del microimplante en el sector posterior en relación al “hook” anterior, se puede conseguir una retrusión con intrusión, con extrusión o con mantención del overbite según los vectores de fuerza que se generan entre ambos puntos.

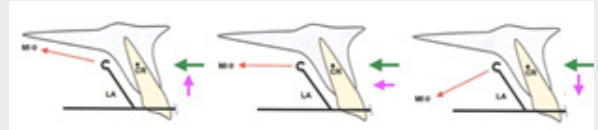


FIG. 15.

Intrusión: el microimplante se encuentra en una posición más apical con respecto al hook.

Mantención del overbite: microimplante se ubica a la misma altura que el hook.

Extrusión: el microimplante se encuentra en una posición más oclusal con respecto al hook.

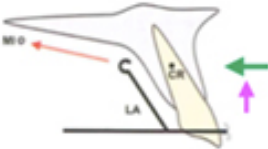
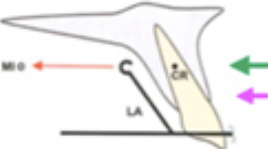
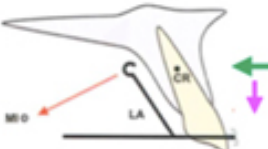
En este ejemplo, se puede observar una retrusión con mantención del torque del sector anterior (ya que el hook se encuentra a la misma altura del CR), y según la ubicación del microimplante en el sector posterior con respecto a dicho hook, se puede retruir el sector anterosuperior, junto con intrusión o extrusión, o manteniendo el overbite, según sea necesario.

Situaciones clínicas: retrusión con corrección de torque y overbite. (5)

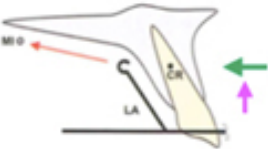
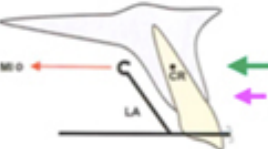
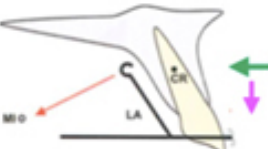
TORQUE INCISIVO EN PROMEDIO. (Ubicación del hook anterior: Misma altura al CR anterior)

OVERBITE	AUMENTADO	EN NORMA	DISMINUIDO
UBICACIÓN MICROIMPLANTE (Respecto al CR post)	Alto	Misma altura	Bajo
EFFECTO	Conservación del torque + Intrusión	Conservación del torque + Conservación del overbite	Conservación del torque + Extrusión

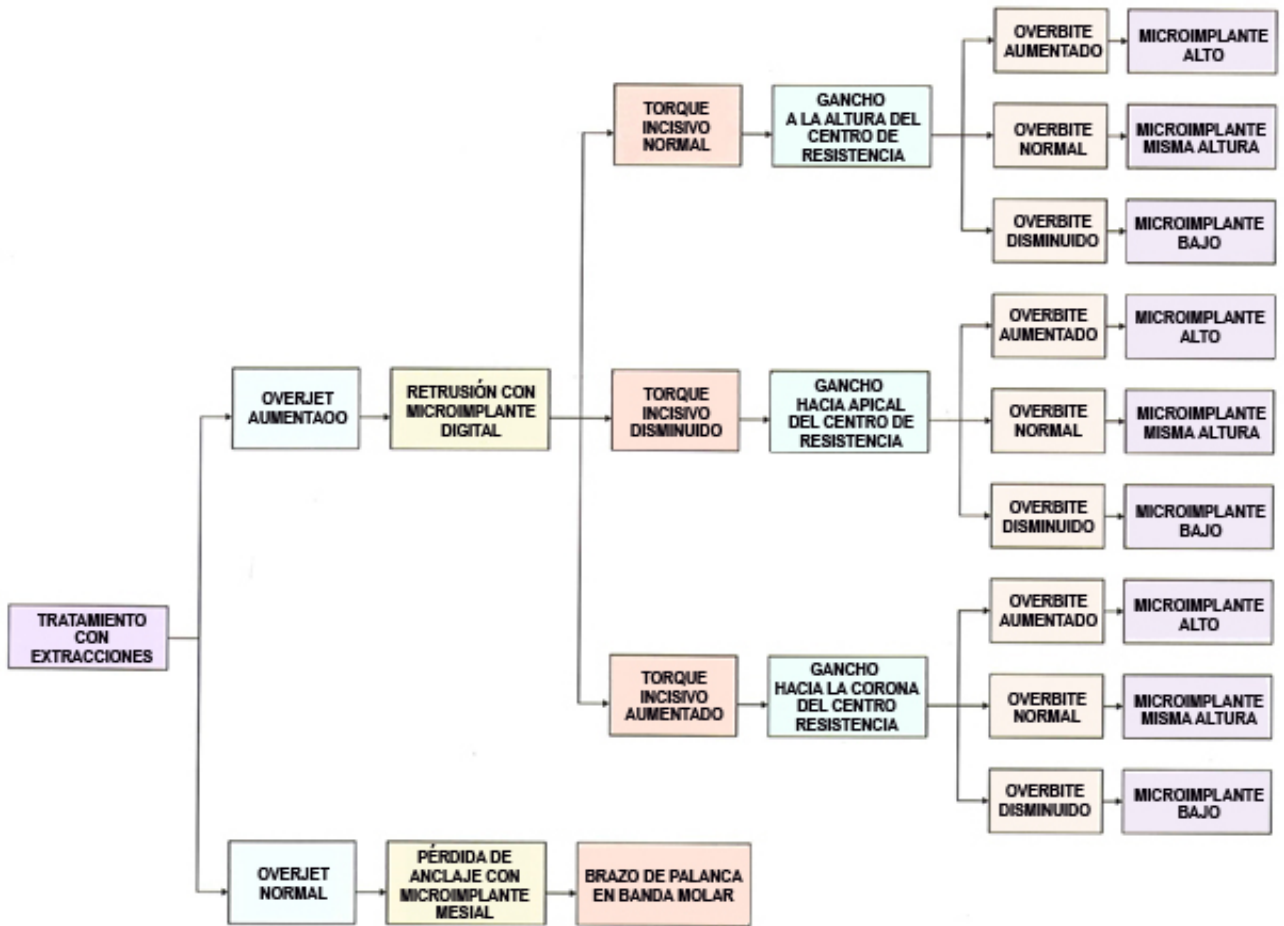
TORQUE INCISIVO AUMENTADO. (Ubicación del hook anterior: hacia incisal/por debajo del CR anterior)

OVERBITE	AUMENTADO	EN NORMA	DISMINUIDO
UBICACIÓN MICROIMPLANTE (Respecto al CR post)	Alto	Misma altura	Bajo
			
EFFECTO	Pérdida de torque + Intrusión	Pérdida de torque + Conservación del overbite	Pérdida de torque + Extrusión

TORQUE INCISIVO DISMINUIDO. (Ubicación del hook anterior: Apical/por encima del CR anterior)

OVERBITE	AUMENTADO	EN NORMA	DISMINUIDO
UBICACIÓN MICROIMPLANTE (Respecto al CR post)	Alto	Misma altura	Bajo
			
EFFECTO	Aumento del torque + Intrusión	Aumento del torque + Conservación del overbite	Aumento del torque + Extrusión

● Torque ● Overbite

Esquema general del tratamiento con extracciones utilizando microimplantes (5)**MARCO TEÓRICO: ANÁLISIS****DE LOS VECTORES DE FUERZA PRODUCIDOS**

“Los vectores de fuerza producidos pueden descomponerse en dos o más partes, cada una de las cuales se denomina componente de esa fuerza. La descomposición de dichos componentes se realiza a lo largo de los ejes X, Y Z.” (11).

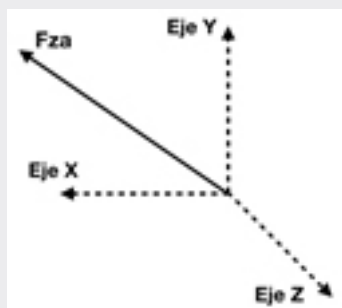


FIG. 16.

Desde el punto de vista clínico, la descomposición de un vector de fuerza en los componentes horizontal (eje X), vertical (eje Y) y transversal (eje Z) mejora la comprensión de la dirección de movimiento dentario que cabe esperar.

Diagrama de cuerpo libre (12)

El diagrama de cuerpo libre es aquel que muestra todas las fuerzas que actúan sobre un cuerpo.

Si llevamos estos conceptos a un ejemplo clínico, podríamos calcular la fuerza intrusiva (I) y retrusiva (R) ejercida por una fuerza de tracción de 212 g para cerrar un escalón anterior. Felicita (13) considera que “212 g es la fuerza óptima para retruir en masa de canino a canino”.

En dicho caso, el diagrama de cuerpo libre que muestra todas las fuerzas conocidas o asumidas puede esquematizarse de la siguiente manera:

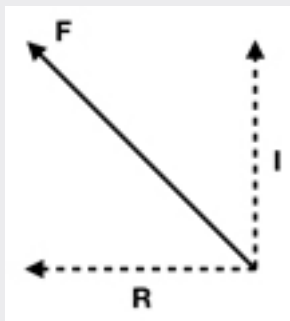


FIG. 17. FUENTE: MARCOTTE, 1992: 6.

Se muestra el vector de fuerza con su línea de acción, dirección y sentido. Esta, a su vez, se descompone en dos vectores: un vector de componente horizontal (fuerza retrusiva [R]) y otro vector de componente vertical (fuerza intrusiva [I]) ilustrados con línea punteada.

De esta forma, es más fácil visualizar las diferentes fuerzas que estarán actuando y su relación entre sí.

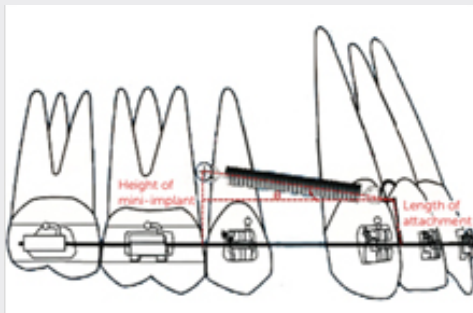


FIG. 18.

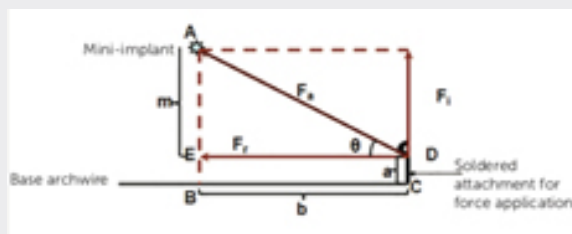


FIG. 19.

Según diferentes autores como Felicita (13) (2017) y Hedayati and Shomali (7) (2016) en sus artículos publicados, afirman que el ángulo formado entre la dirección de la fuerza del microtornillo y el componente horizontal de retrusión se denomina “Ángulo θ ”

(Ángulo Theta, según el alfabeto griego) y varía según la altura de colocación del microimplante y la altura del hook anterior.

Cambiar dicho ángulo alterará la biomecánica producida.

El Ángulo θ se puede calcular por medio de métodos directos o indirectos, que se detallan a continuación.

Método directo (13)

Se realiza con un alambre redondo de acero de 0,7 mm. El alambre se ajusta de manera tal que el extremo superior del doblez se ubica sobre el resorte, el vértice sobre el punto de aplicación de la fuerza (hook) y el extremo inferior paralelo al arco principal. Esta angulación obtenida se mide luego en grados sobre un transportador.



FIG. 20. FIG. 21.

Método indirecto (13)

Se realiza a través de mediciones intraorales. Se toman las siguientes medidas:

AD= longitud de la línea de acción de la fuerza (ejemplo 50 mm).

h= altura del hook (ejemplo 2 mm).

AB= altura desde el microimplante hasta el arco principal (ejemplo 10 mm).

BC = ED (fuerza retrusiva [R]) (ejemplo 49 mm).

AB - h = AE (fuerza intrusiva [I]) (ejemplo 6 mm).

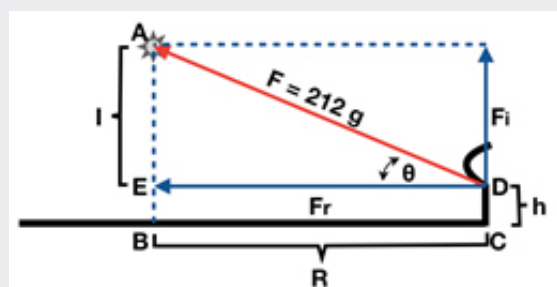


FIG. 22.

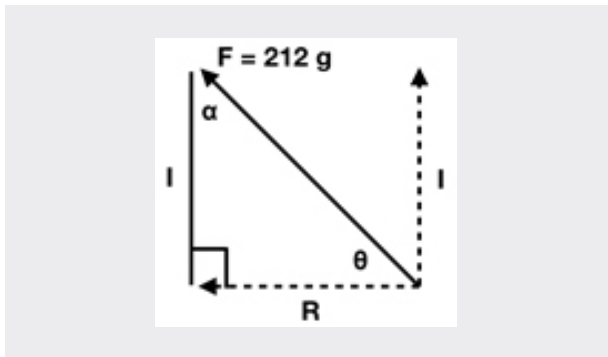
Es aquí donde ahora debe aplicarse un poco de trigonometría (12).

Teorema de Pitágoras

En los triángulos, la suma de todos los ángulos es igual a 180° , y en los triángulos rectos, uno de estos ángulos es de 90° .

Esto puede representarse algebraicamente de la siguiente manera:

$$\theta + \alpha + 90^\circ = 180^\circ$$

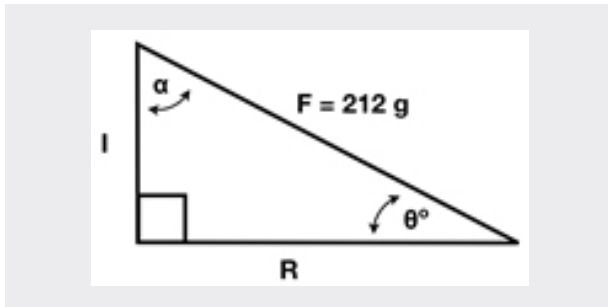


Y, por lo tanto:

$$\theta + \alpha = 90^\circ$$

Estos dos ángulos ($\theta + \alpha$) suman 90° y se denominan complementarios.

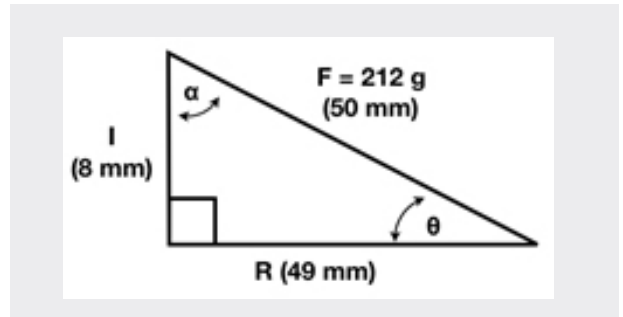
Dado el triángulo recto, existen ciertas relaciones entre los ángulos y sus lados opuestos o adyacentes, según las funciones trigonométricas.



Funciones trigonométricas:

- $\text{Seno } \theta = \frac{\text{Lado opuesto}}{\text{Hipotenusa}}$
- $\text{Coseno } \theta = \frac{\text{Lado adyacente}}{\text{Hipotenusa}}$
- $\text{Tangente } \theta = \frac{\text{Lado opuesto}}{\text{Lado adyacente}}$

Entendiendo estos conceptos, podemos calcular el ángulo θ .



$$\cos \theta = \frac{\text{Lado adyacente}}{\text{Hipotenusa}}$$

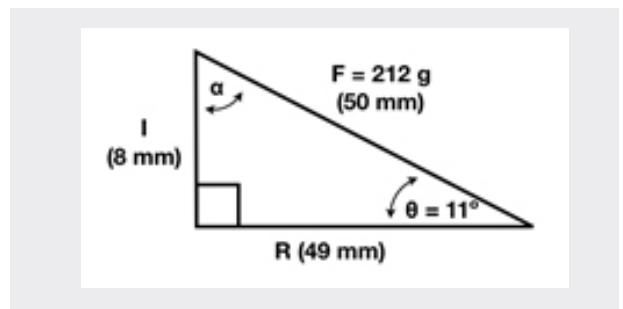
$$\cos \theta = \left[\frac{49 \text{ mm}}{50 \text{ mm}} \right]$$

$$\theta = \cos^{-1} \frac{49}{50}$$

$$\theta = 11^\circ$$

Conociendo este valor, estamos en condiciones de calcular ahora la cantidad de fuerza retrusiva [R] e intrusiva [I] que estamos realizando con una fuerza de 212 g.

La fuerza retrusiva R es la función coseno de 53° y la intrusiva I es seno de 53° .



$$\cos \theta = \frac{\text{Lado adyacente [R]}}{\text{Hipotenusa [F]}}$$

$$\cos 11^\circ = \frac{R}{212 \text{ g}}$$

$$(\cos 11^\circ) \times 212 \text{ g} = R$$

$$R = 208 \text{ g}$$

$$\text{Seno } \theta = \frac{\text{Lado opuesto [I]}}{\text{Hipotenusa [F]}}$$

$$\text{Seno } 11^\circ = \frac{I}{212 \text{ g}}$$

$$(\text{Sen } 11^\circ) \times 212 \text{ g} = I$$

$$I = 40 \text{ g}$$

Así, la fuerza [F] se ha resuelto en dos componentes: un componente horizontal (retrusivo) y uno vertical (intrusivo). O, dicho de otra forma, la fuerza de 212 g se ha resuelto en una fuerza retrusiva de 208 g y una fuerza intrusiva de 40 g.

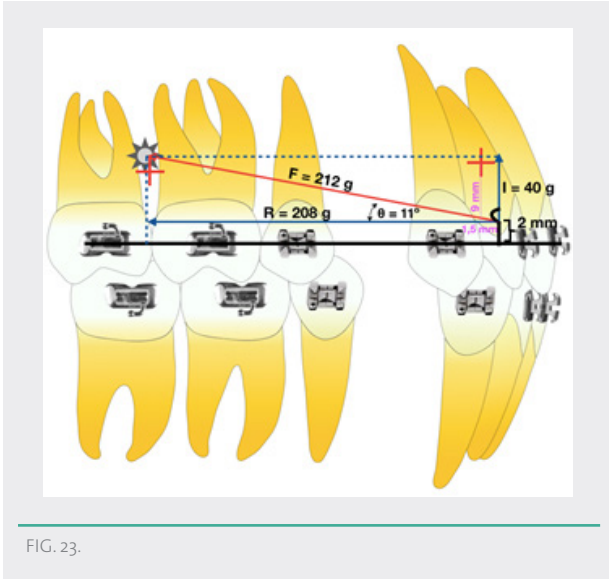
Degree	Intrusive force (grams)	Retraction forte (grams)
0	0	212
5	18.4864	211.1944
6	22.154	210.834
7	25.8428	210.41
8	295.104	209.3924
9	33.1568	209.3924
10	36.8032	208.7776
11	40.4496	208.0992
12	44.0748	207.3572
13	477	206.5728
14	51.2828	205.7036
15	54.8656	204.7708
16	58.4272	203.7956
17	61.9888	202.7556
18	65.508	201.6332
19	69.0272	200.446
20	72.504	199.2164
30	106	183.592
40	136.2736	162.392
50	162.392	136.2736
60	183.592	106
70	199.2164	72.504
80	208.7776	36.8032
90	212	0

TABLA 1. FUERZA INTRUSIVA Y RETRUSIVA GENERADA POR UNA FUERZA DE 212 G EN DIFERENTES ANGULACIONES (FELICITA, 2017; TABLA 1).

De esta forma, podemos decir que aumentar o disminuir el ángulo θ , tendrá repercusión en el plano horizontal y vertical en nuestra mecánica de cierre de anterior. Cuando el ángulo $\theta = 0$ la fuerza intrusiva es nula y puramente retrusiva.

Pero en una situación clínica, la fuerza aplicada no siempre pasa a través de los centros de resistencia de los bloques anterior y posteriores y se generan momentos dependiendo de la relación entre la dirección de la fuerza aplicada y los centros de resistencia de los mismos.

La magnitud de estos momentos (M_f) se mide como la magnitud de la fuerza (F) multiplicada por la distancia (D) perpendicular desde la línea de fuerza hasta el CRes de cada bloque.



Para el bloque anterior el momento generado por el componente horizontal es igual a la distancia vertical desde el punto de aplicación de la fuerza hasta el CRes, multiplicado por la fuerza horizontal/retrusiva (ya calculada = 208 g).

$$Mr = 9 \text{ mm} \times 208 \text{ g} = 1872 \text{ g/mm}$$

El momento generado por el componente vertical, es igual a la distancia horizontal desde el punto de aplicación de la fuerza hasta el CRes, multiplicado por la Fuerza vertical/intrusiva. (Ya calculada = 40 g).

$$Mi = 1,5 \text{ mm} \times 40 \text{ g} = 60 \text{ g/mm}$$

La distancia vertical y horizontal se determinó a partir de la posición del CRes con respecto al hook (punto de aplicación de la Fuerza). En la situación descrita, el hook se colocó 9 mm incisal y 1,5 mm anterior al CRes.

Como la fuerza aplicada es oclusal al centro de resistencia, la fuerza de retrusión genera un momento en el sentido de las agujas del reloj y la fuerza intrusiva es vestibular al CRes la cual genera un momento en el sentido contrario a las agujas del reloj.

El momento residual total producido es la diferencia entre los momentos en sentido horario y antihorario.

$$M_{\text{total}} = 1872 \text{ g/mm} - 60 \text{ g/mm} = 1812 \text{ g/mm por lado.}$$

Por lo tanto, el momento residual total es un momento en sentido de las agujas del reloj de 1812 g/mm por lado en un ángulo de 11°.

“De esta forma, se obtendrán diferentes resultados clínicos según la altura del microimplante y la longitud del hook, lo que generará un componente de fuerza intrusivo / extrusivo y de retrusión junto con un momento en sentido horario o antihorario, dependiendo de su relación con el centro de resistencia de los dientes anteriores.” (13)

Condicionantes

- La aplicación de estas situaciones en la práctica clínica depende de una serie de factores, como la variabilidad en la posición del centro de resistencia, la altura de inserción ósea de cada pieza dentaria, la longitud de las raíces, la biología del paciente, el área superficie radicular, etc.
- La longitud y la posición del hook son importantes para determinar la magnitud del momento generado. Dicha longitud puede estar limitada por la profundidad del fondo de surco vestibular, ya que un hook relativamente largo puede causar irritación y ulceración de los tejidos blandos.
- Cooperación del paciente.

CONCLUSIÓN

Las incorporaciones de los microimplantes a la ortodoncia pudieron mejorar los dos puntos “débiles” de la mecánica de cierre de espacios por deslizamiento: el anclaje y el control dentario tridimensional.

Durante la retrusión, se pudo observar que se generan diferentes resultados clínicos según la altura de inserción del microimplante y la longitud del hook utilizado.

Se producen distintos componentes de fuerzas intrusivo/extrusivo y de retrusión junto con un momento en sentido horario o antihorario, dependiendo de la relación del punto de aplicación de la fuerza con respecto a los centros de resistencia.

Cabe señalar que todas las mecánicas discutidas anteriormente son para un sistema estáticamente determinado y justificado dentro de un marco teórico basado en fórmulas matemáticas y físicas conocidas, pero que, sin embargo, se considera de suma impor-

tancia el conocimiento y manejo de los vectores de fuerza generados para tales casos, para así poder lograr los objetivos propuestos sin que se produzcan inconvenientes que retrasen nuestro tratamiento.

Son los requisitos del paciente, como la estética, la función, el grado de discrepancia y la comodidad, los que nos ayudarán a elegir la mejor posición del microtornillo y la altura del hook anterior para obtener un resultado de tratamiento satisfactorio.

BIBLIOGRAFÍA

1. SEGOVIA D. “Actualización sobre la clínica de cierre de espacios por mecánica de deslizamiento. Segunda parte.” Sociedad Argentina de Ortodoncia 75, n° 151 (Enero 2012): 34-41.
2. GUTIÉRREZ LABAYE P, HERNÁNDEZ VILLENA R, PEREA GARCÍA MA, ESCUDERO CASTAÑO N, BASCONES MARTÍNEZ A. “Miniscrews: A revision.” Av Periodon Implantol (AVANCES) 26 (abril 2014).
3. ALVAREZ A. ¿Biomecánica estas ahí? Providence, 2015.
4. NANDA R, URIBE F. Temporary anchorage devices in orthodontics. Mosby, 2009.
5. ECHARRI P. Ortodoncia & Microimplantes. SARDAC Technique. 2da Edición. Ripano, 2012.
6. MELSEN B. “Vertical force considerations in differential space closure.” Clin Orthod, 1990: 678.
7. HEDAYATI Z, SHOMALI M. “Maxillary anterior en masse retraction using different antero-posterior position of mini screw: a 3D finite element study.” Orthodontic Research Center (Progress in Orthodontics), 2016
8. SUNG S. “Finite-element investigation of the center of resistance of the maxillary dentition.” Korean J Orthod, 2009: 83-94.
9. KAWAMURA J. “Finite element analysis of the effect of force directions on tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics.” Am J Orthod Dentofacial Orthop 142 (2012): 501-508.
10. CHACKO A. “Comparative assessment of the efficacy of closed helical loop and T-loop for space closure in lingual orthodontics - a finite element study.” Progress in Orthodontics 19 (2018): 14.
11. NANDA R. Biomecánica en Ortodoncia Clínica. Buenos Aires: Médica Panamericana S.A, 1998.
12. MARCOTTE M. “Biomecánica en Ortodoncia.” MASSON, 1992
13. FELICITA A. “Quantification of intrusive/retraction force and moment generated during en-masse retraction of maxillary anterior teeth using mini-implants: A conceptual approach.” Dental Press J Orthod, 2017: 47-55.

Contacto:

Lugar de trabajo: Ateneo Argentino de Odontología (AAO).

Dirección: Dr. Tomás Manuel de Anchorena 1176 (CP: 1425), Buenos Aires, Argentina.

Correo electrónico: ateneo@ateneo-odontologia.com.ar

Teléfono: 011 4962-2727