

UTILIZACIÓN DE UN IMPLANTE ÓSEOINTEGRADO COMO ANCLAJE PARA LA RETRACCIÓN ORTODÓNICA DE UN CANINO: UN ESTUDIO CON ELEMENTOS FINITOS*

MÓNICA L. VÁSQUEZ G.,[†] ELIANA M. CALAO FLÓREZ,[‡] FABIO BECERRA S.,[§] JORGE OSSA S.,[¶] CARLOS ENRÍQUEZ G.,^{||} ELISEO FRESNEDA B.^{||||}

RESUMEN: VÁSQUEZ G. MÓNICA, ELIANA CALAO F., FABIO BECERRA S., JORGE OSSA S., CARLOS ENRÍQUEZ G., ELISEO FRESNEDA B. Utilización de un implante óseointegrado como anclaje para la retracción ortodónica de un canino: Un estudio con Elementos Finitos. Rev Fac Odont Univ Ant, 10(2): 42-51, 1999.

El logro de un anclaje ortodónico intraoral adecuado se dificulta o llega a ser casi imposible cuando están ausentes los dientes claves para lograrlo. En estas circunstancias sería adecuado poder colocar una unidad de anclaje, como un implante óseointegrado, capaz de resistir fuerzas de magnitud suficiente para efectuar el movimiento de otros dientes, sin que el anclaje sufra desplazamientos. Para el presente estudio se diseñó un modelo matemático tridimensional; el cual incluye un implante óseointegrado y un canino con sus respectivas estructuras de soporte, y se aplicaron, por separado, fuerzas y momentos únicos y condiciones de carga combinadas con relaciones M/F de 6.1:1, 10.3:1, 13.9:1 y 26.4:1 para simular la retracción del canino, con cadenas elásticas y ansas en T de TMA (Titanio Molibdeno) de 0.017 x 0.025 de pulgada. El método de análisis de Elementos Finitos permitió calcular los esfuerzos y desplazamientos del modelo, cuyos resultados mostraron una distribución de esfuerzos más uniforme y de baja magnitud cuando se utilizaron cargas que combinaban fuerza y momento. El sitio de mayor concentración de esfuerzos fue el tercio cervical del implante y el hueso que lo rodea, seguido por el diente, el cual se comportó como una estructura rígida con predominio del esfuerzo de flexión; luego, el hueso cortical, y por último el ligamento periodontal. Una relación de M/F 6.1:1 produjo la mejor distribución de esfuerzos en el implante y en el hueso cortical que lo rodea, mientras que para el diente y sus tejidos de soporte una relación de M/F 10.3:1 fue la que produjo los esfuerzos de menor magnitud y de distribución uniforme. Basados en estos resultados, es posible afirmar que cuando la unidad de anclaje es un implante óseointegrado resulta mejor utilizar un sistema de retracción precalibrado sin fricción.

Palabras claves: Anclaje, Implante óseointegrado, fuerzas, momentos, relación momento/fuerza, esfuerzos, elementos finitos.

ABSTRACT: VÁSQUEZ G. MÓNICA, ELIANA CALAO F., FABIO BECERRA S., JORGE OSSA S., CARLOS ENRÍQUEZ G., ELISEO FRESNEDA B. An endosseous implant as anchorage to the orthodontic retraction of a canine: A finite element study. Rev Fac Odont Univ Ant, 10(2): 43-52, 1999.

The achievement of a proper intraoral orthodontic anchorage is very difficult or almost impossible, when the key teeth are missing. To achieve it, an anchorage unit, such as an endosseous implant, is mandatory, capable to withstand resistance to the forces exerted upon it, in order to get the movement of other teeth without anchorage displacement. In this study a tridimensional mathematical model was design, which includes an endosseous implant and an upper canine with its corresponding supports. Forces, moments and combined forces and moments were applied with a moment to force (M/F) ratio of 6.1:1, 10.3:1, 13.9:1 and 26.4:1 to simulate canine retraction, with elastic chains and TMA (titanium - molybdenum) T loops of 0.017 x 0.025 inches. The finite element analysis calculated the strengths and movements of the proposed model, and the results showed a more uniform distribution with a lower magnitude of stress when a combination of force and moment were applied upon the model. The point of greater stress was the cervical third of the implant and it's surrounding bone, followed by the tooth; that acted as a rigid structure with a predominance of flexion, then the cortical bone and finally the periodontal ligament. The M/F ratio 6.1:1 showed a better stress distribution on the implant and the surrounding cortical bone, and the M/F ratio 10.3:1 showed the lowest stress and of a more uniform distribution for the tooth and the surrounding tissues. Based on these results, it can be suggested that when the anchorage unit is a bone - integrated implant, it is better to use a calibrated retraction system without friction in which the M/F ratio is known.

Key words: Anchorage, force, momentum, force / momentum ratio, stress, finite element.

* Artículo derivado de investigación financiada por el CODI, requisito parcial para que las dos primeras autoras optaran al título de especialistas en Odontología Integral del Adolescente y Ortodoncia en la Facultad de Odontología de la U. de A.
† Odontóloga. Estudiante del Posgrado Odontología Integral del Adolescente y Ortodoncia, Facultad de Odontología, U. de A.
‡ Odontólogo. Periodoncista. Profesor Titular y Jefe del Centro de Investigaciones de la Facultad de Odontología, U. de A.
§ Odontólogo. Especialista en Odontología Integral del Adolescente y Ortodoncia. Docente de cátedra, Facultad de Odontología, U. de A.
¶ Ingeniero Mecánico. Profesor Asociado al Departamento de Ingeniería Mecánica, Facultad de Minas, U. Nal. de Medellín.
|| Ingeniero Mecánico. Profesor Asociado y Director del Departamento de Ingeniería Mecánica, Facultad de Minas, Universidad Nacional de Medellín.

Mención de Honor, X (10) Encuentro Nacional, I Internacional de Investigación Odontológica, ACFO, 1999.

INTRODUCCIÓN

La corrección de algunas maloclusiones requiere la extracción de uno o más dientes y la retracción del segmento incisivo. El cierre del espacio dejado por las extracciones se puede realizar mediante diferentes técnicas ortodóncicas, varias de las cuales recomiendan la retracción inicial de los caninos, seguida por el desplazamiento en grupo de los cuatro incisivos. Para lograr estos movimientos se debe establecer un anclaje con el fin de evitar el movimiento no deseado de los dientes posteriores, hacia el espacio proporcionado por las extracciones.⁽¹⁾

El anclaje ortodónico, proporcionado por otros dientes o por estructuras extraorales, es la resistencia al movimiento dentario no deseado o a las fuerzas de reacción.⁽¹⁾ Lograr el anclaje requerido se dificulta o llega a ser, incluso, imposible cuando están ausentes los dientes claves para obtenerlo. En estas circunstancias sería adecuado colocar una unidad de anclaje intraoral, capaz de resistir fuerzas de magnitud suficiente, para efectuar el movimiento de otros dientes sin que ésta sufra desplazamientos.⁽²⁾

A partir de la introducción del concepto de óseointegración, -conexión estructural y funcional directa entre el hueso vivo y la superficie del implante- los implantes de titanio puro se empezaron a utilizar exitosamente para la rehabilitación protésica de pacientes edéntulos.⁽¹⁾ Teniendo en cuenta lo anterior, los implantes óseointegrados podrían ser una alternativa valiosa para proporcionar anclaje intraoral estable, puesto que la resistencia a las fuerzas ortodóncicas ha sido demostrada clínica^(3,4,5,6,7) y experimentalmente.^(2,8,9,10,11,12) Es decir, se considera que tienen un potencial como fuente de anclaje firme para la ortodoncia y la ortopedia dentofacial.^(2,7,8,10,11)

Un movimiento dentario que necesita la máxima unidad de anclaje es la retracción del canino. En discrepancias óseodentarias severas o labializaciones dentales, este movimiento se puede realizar de dos formas: desplazando el diente con ansas y sin fricción, o deslizándolo sobre el alambre con resortes metálicos o cadenas elásticas. Estas últimas son muy utilizadas en nuestro medio.⁽¹³⁾

Una característica importante de las cadenas elastoméricas es su inhabilidad para producir un nivel de fuerzas continuas y constantes durante un período de tiempo. En 1970 Andresen y Bishara demostraron cómo tras 24 horas de uso, las cadenas pierden el 74% de su fuerza.⁽¹⁴⁾ Hersey y Reynolds encontraron que luego del primer día de activación sólo persiste el 50% de la fuerza inicial, y que después de 4 semanas únicamente se conserva el 40%.⁽¹⁵⁾ Para compensar la degradación que sufren los elastómeros, algunos autores sugieren aplicar cuatro veces la fuerza deseada para

lograr un rango de fuerza óptima después del primer día de activación.⁽¹⁴⁾

Para la retracción de caninos, la técnica ortodónica sin fricción, utiliza ansas de cierre que conectan el canino directamente con el segmento posterior, las cuales poseen, con respecto a la técnica de deslizamiento, la ventaja de una más fácil evaluación del nivel de fuerza aplicada y un mejor control de la proporción momento / fuerza durante la retracción.⁽¹⁶⁾

La odontología ha empleado varios métodos físicos como la fotoelasticidad, la holografía interferométrica y el deformímetro ó galga de deformación, para conocer la distribución de las tensiones y presiones que se producen en el interior de un cuerpo o estructura cuando está sometido a diferentes fuerzas.^(17,18) El método de elementos finitos (MEF) tiene el potencial de simular un modelo matemático equivalente a un objeto real compuesto por diferentes materiales, sometido a diversas cargas y de forma complicada. Por lo tanto, es ideal para modelar con precisión el sistema diente - periodonto, que posee una geometría tridimensional compleja.⁽¹⁹⁾ La información detallada de los esfuerzos y deformaciones de los tejidos es difícil de obtener y analizar por otra técnica experimental, debido a la interacción de los tejidos que rodean el diente, la cual puede distorsionar los datos que arroja cualquier respuesta del material individual.⁽²⁰⁾

El propósito de este estudio es determinar y comparar los esfuerzos que se producen en un canino superior y sus estructuras de soporte, y en un implante óseointegrado cuando éste se utiliza como anclaje para la retracción de un diente mediante el método de elementos finitos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Utilizando el programa Cosmos®, versión 1.75 de 64000 nodos que soluciona el sistema de ecuaciones algebraicas lineales y calcula los esfuerzos y deflexiones, se generó un modelo tridimensional, ortogonal y cartesiano. El modelo está compuesto por: Un implante óseointegrado de titanio tipo Branemark de roscado simétrico y con dimensiones estándar para el maxilar superior, que simula la posición del primer molar, y por un canino superior de tamaño promedio, que conserva la proporción dimensional del diente y de sus estructuras de soporte. (Tabla 1) Es necesario aclarar que el modelo propuesto asume a la estructura dentaria como constituida únicamente por dentina (sin pulpa, cemento ó esmalte), por la dificultad que implica su modelación y porque probablemente no modifican significativamente la distribución de esfuerzos.

Tabla 1: Dimensiones del modelo*

IMPLANTE	NUCLEO	POSTE TRANSMUCOSO	PASO DE ROSCA
Diámetro	3.75 mm	7.0 mm	0.6 mm
Longitud	10 mm	8.0 mm	
CANINO	LONGITUD	DIÁMETRO M-D MÁXIMO	DIÁMETRO B-L MÁXIMO
Corona	10 mm	7.4 mm	7.3 mm
Raíz	15 mm	5.5 mm	7.8 mm
ESTRUCTURAS DE SOPORTE	HUESO		LIGAMENTO PERIODONTAL
	Lámina dura	Hueso cortical	
Diámetro	0.7 mm	1.0 mm	0.35 mm

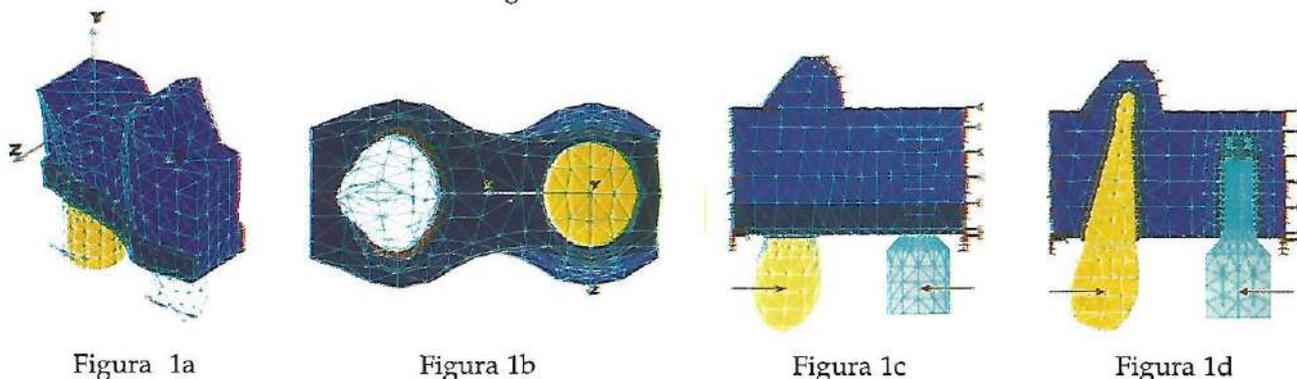
* Tomado de Lifecore Catalog ⁽²¹⁾, Krause ⁽²²⁾ y Lindhe ⁽²³⁾

El modelo consta de 14953 nodos y de 34109 elementos tipo tetra 4-R. Cada elemento es sólido y posee cuatro caras y cuatro nodos, con una libertad de 6 grados por nodo (3 rotaciones y 3 translaciones) y ajustado, con buena precisión, a la complejidad geométrica del modelo. (Figura 1)

Debido a la carencia de información en la literatura científica con respecto a las propiedades no homogéneas heterotrópicas o viscoelásticas existentes en los elementos biológicos analizados, se asumieron las siguientes propiedades mecánicas de la estructura simulada.⁽²⁴⁾

- Homogeneidad: Las propiedades mecánicas del material se consideran iguales en toda la estructura.
- Isotropía: Las propiedades del material son las mismas en todas las direcciones.
- Linearidad elástica: La deformación de la estructura es proporcional a la fuerza aplicada.

Figura 1: Modelo enmallado.



1a: Vista tridimensional desde bucal, 1b: Vista Tridimensional desde oclusal, 1c y d: Vista mesio-distal con las condiciones límites y las cargas (c: Vista externa, d: Vista interna)

Las propiedades de los materiales (Módulo de Young¹ y Razón de Poisson²) de la estructura modelada se encuentran en la Tabla 2. Los valores reportados en la literatura varían, por lo cual, se seleccionó la moda -valor más frecuente- para cada uno de ellos. Los apoyos se ubicaron en sus extremos mesial y distal, en las paredes laterales de la fosa nasal y en el piso del seno maxilar para simular su continuidad dentro del maxilar superior. (Figura 1)

¹ Módulo de Young: Propiedad de los materiales. Equivale a la pendiente de la curva esfuerzo contra deformación en el rango elástico.

² Razón de Poisson: Constante elástica de los materiales. Que indica la relación entre la deformación axial y lateral.

(Tomado de Hibbeler R.C. Mecánica de materiales, pp: 95, 106)

Tabla 2: Propiedades de los materiales*

SELECCIÓN	Módulo de Young N/mm ²	Razón de Poisson N/mm ²
Titanio	1.10E+05	3.0E-01
H.cortical	1.37E+04	2.6E-01
H.Alveolar	1.37E+03	3.0E-01
Ligamento	6.67E-01	4.5E-01
Dentina	1.96E+04	3.0E-01

* Tomado de Tanne⁽¹⁹⁾, Middleton⁽²⁰⁾, Van Rosen⁽²⁴⁾, Rieger⁽²⁵⁾, Meijer⁽²⁶⁾ y Mc Guinness⁽²⁷⁾

Para aplicar las cargas se diseñaron dos estructuras rígidas que simulan la ranura del bracket y la del tubo (Tabla 3). En el centro de cada una de éstas se aplicaron 14 condiciones de carga en sentido mesio-distal (Figura 2); las dos primeras simulan la retracción de un canino con cadenas elásticas.^(13,14,28) Para las doce restantes, se realizó la retracción mediante un ansa en T de TMA 0.017 X 0.025 de pulgada (Ormco[®])³ con dobleces de preactivación simétricos y ubicada en el centro de la distancia sagital entre distal del bracket del canino y mesial del tubo del poste transmucoso.^(29,30) Ver Tabla 4 y Tabla 5.

Tabla 3: Punto de aplicación de las cargas

	BRACKET DEL CANINO	TUBO DEL POSTE TRANSMUCOSO
Altura ocluso gingival	4.5 mm	2.5 mm
Separación B-L	1.7 mm	1.7 mm
Ranura	0.018 X 0.025	0.018 X 0.025

Figura 2: Aplicación de las cargas

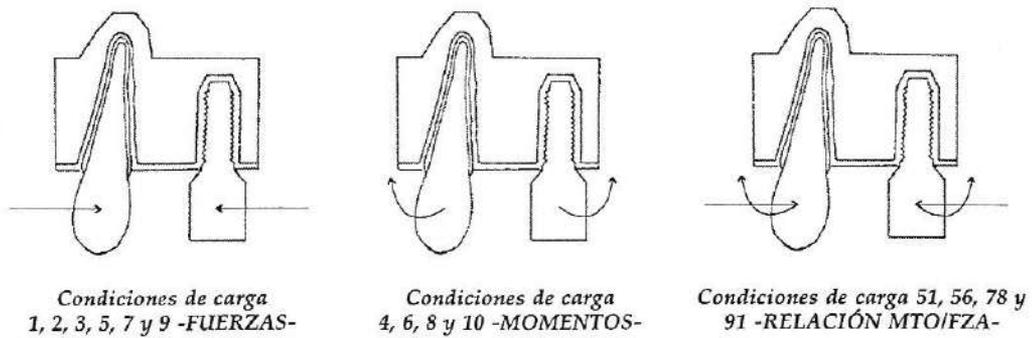


Tabla 4: Condiciones de carga sencillas (Fuerzas y momentos)

CONDICIÓN DE CARGA	MAGNITUD DE LA FUERZA O MOMENTO	SENTIDO CANINO IMPLANTE		MECANISMO DE RETRACCIÓN	ACTIVACIÓN
1	1.96 N ⁴	+	-	Cadena elástica	
2	4.9 N	+	-	Cadena elástica	
3	3.37 N	+	-	Ansa en T de TMA	6 mm
4	20.6 N mm	-	+	Ansa en T de TMA	6 mm
5	1.67 N	+	-	Ansa en T de TMA	3 mm
6	17.25 Nmm	-	+	Ansa en T de TMA	3 mm
7	1.13 N	+	-	Ansa en T de TMA	2 mm
8	15.67 Nmm	-	+	Ansa en T de TMA	2 mm
9	0.53N	+	-	Ansa en T de TMA	1 mm
10	13.9 Nmm	-	+	Ansa en T de TMA	1 mm

Fuerza: +: Movimiento de la corona hacia distal

Momento: +: Movimiento del implante hacia mesial

-: Movimiento del poste transmucoso hacia mesial

-: Movimiento de la raíz hacia distal

3 Ormco Corporation, Glendora, Calif. U.S.A.

4 Newton: Sistema MKS (Kilogramo, Metro, Segundo) 1N (N) = 102 gramos

Tabla 5: Condiciones de carga combinadas (Relación momento/fuerza)

CONDICIÓN DE CARGA	MAGNITUD DE FUERZA	MAGNITUD DEL MOMENTO	RELACIÓN MOMENTO/FUERZA	ACTIVACIÓN
51	3.37 N	20.6 Nmm	6.1	6 mm
56	1.67 N	17.25 Nmm	10.1	3 mm
78	1.13 N	15.67 Nmm	13.9	2 mm
91	0.53 N	13.9 Nmm	26.4	1 mm

Se evaluó la concentración de esfuerzos y la deflexión que sufrió el modelo completo, tanto en la mitad bucal o lingual como en los diferentes niveles ocluso-gingivales, cuando estaba sometido a las diferentes condiciones de carga. Se obtuvieron también listados que contenían el valor específico de los esfuerzos (en un corte realizado en dirección sagital, plano X) para cada uno de los nodos, desde el margen cervical distal hasta la zona apical del diente y del implante; y de allí hasta el margen cervical de la superficie mesial, en las siguientes estructuras: Superficie radicular, ligamento periodontal, hueso cortical e implante. Estos valores de esfuerzos se graficaron relacionando la cantidad de carga en N/mm² en los diferentes niveles ocluso-gingivales.

Para analizar los resultados obtenidos se evaluaron sucesivamente: Los esfuerzos de Von Misses (efecto combinado de los diferentes esfuerzos), los tensiles y compresivos en las direcciones X y Y, y los principales (aquellos que actúan en planos donde los esfuerzos cortantes son nulos) que pueden ser de valor máximo (P₁), mínimo (P₃) e intermedio (P₂).

RESULTADOS

El comportamiento general del modelo, al aplicarle fuerza y momento por separado, fue lineal al ubicarse en el rango elástico de la curva carga deflexión. Es decir, el esfuerzo producido es directamente proporcional a la carga aplicada. Para simplificar el análisis de los resultados se evaluaron las condiciones de carga 2 y 4 que corresponden a la fuerza y momento máximos respectivamente, y las condiciones de carga 51, 56, 78 y 91, en las cuales se aplican simultáneamente fuerza y momento.

En todas las condiciones de carga evaluadas se presentó mayor concentración de esfuerzos en el implante y en el hueso cortical que lo rodea en el tercio cervical, y se observó menor en el tercio apical del implante. La magnitud de estos esfuerzos en los casos de carga combinados fue menor que la registrada en los casos de fuerza o de momento único; además, la estructura que presentó mayor concentración de esfuerzos fue el implante, seguido del diente, el hueso cortical que los rodea y por último el ligamento periodontal. (Figura 3)

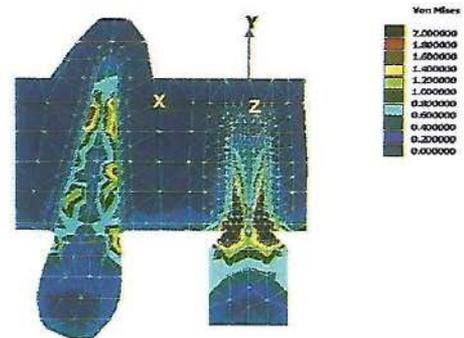


Figura 3: Corte Mesio-Distal del modelo, carga 2 (4.9 N). Esfuerzos de Von Misses. La escala de colores representa la magnitud de los esfuerzos

La distribución de esfuerzos producidos por la fuerza es más excéntrica -hacia bucal- y de signo opuesto a los producidos por el momento único; es decir, cuando hay tracción en la fuerza, hay compresión en el momento; y viceversa. (Figura 4)

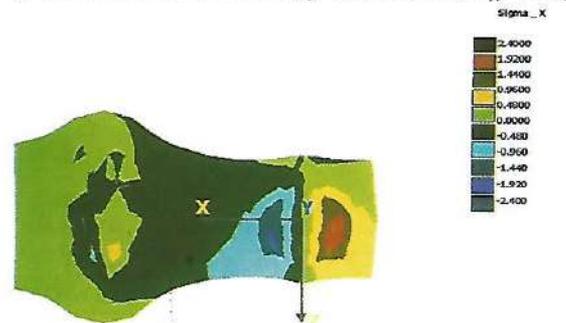


Figura 4a: Carga 2 (4.9 N)

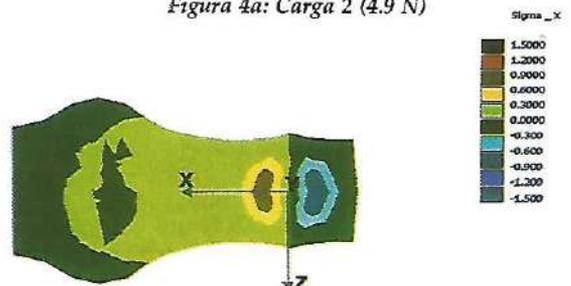


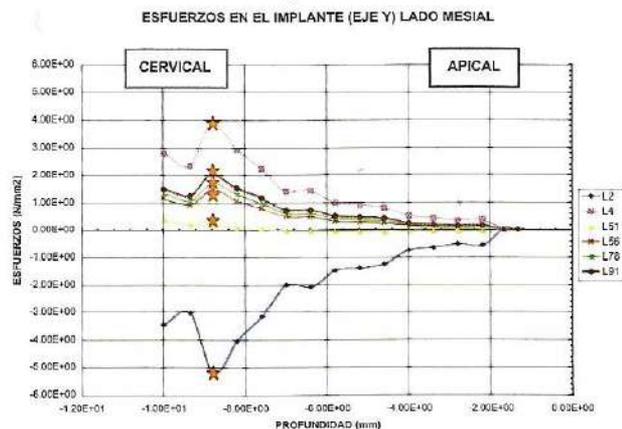
Figura 4b: Carga 4 (20.6 N mm)

Corte oclusal a nivel del margen cervical. Esfuerzos en el eje X. En los cortes se encuentra el implante al lado derecho y la superficie radicular al lado izquierdo. La escala de colores representa la magnitud y el tipo de esfuerzos. (Positivos: Tracción. Negativos: Compresión)

Al evaluar los esfuerzos en las diferentes estructuras del modelo se observó que en las direcciones Sx y Sy son iguales en forma y magnitud a los principales máximos y mínimos (P_1 y P_2), lo cual quiere decir, que los esfuerzos Sx y Sy son predominantes en la determinación de los principales. Para facilitar el entendimiento del comportamiento del modelo se analizarán, mediante gráficas, los esfuerzos en las direcciones Sx, Sy y Von Mises en cada una de las estructuras.

El implante óseointegrado se comporta como un elemento empotrado, en el cual predomina el efecto de flexión, como se observa en la gráfica de esfuerzos en el eje Y. (Figura 5) La mayor concentración de esfuerzos se encuentra en la zona de apoyo del implante, entre el margen cervical y el fondo de la primera rosca, donde se observa un aumento en la concentración de esfuerzos debido al cambio de geometría en el implante. A partir de este punto, los esfuerzos disminuyen gradualmente hacia apical. Los esfuerzos producidos en la superficie mesial, al aplicarle la condición de carga 2, son compresivos, mientras que en la carga 51 se observa tracción en el tercio cervical y compresión en el tercio medio y apical. El resto de las condiciones de carga evaluadas presenta esfuerzos traccionantes. El comportamiento en el lado distal es opuesto al descrito para la superficie mesial, lo que indica simetría del implante.

Figura 5:



$L2 = 4.9\text{ N}$, $L4 = 20.6\text{ Nmm}$, $L51 = \text{Rel. M/F: } 6.1:1$,

$L56 = \text{Rel. M/F: } 10.1:1$, $L78 = \text{Rel. M/F: } 13.9:1$,

$L91 = \text{Rel. M/F: } 26.4:1$

Esfuerzos positivos: Tracción. Negativos: Compresión.

★: Nodo que se encuentra en el fondo de la primera rosca.

En el hueso cortical que rodea el implante se observan dos tipos de esfuerzos importantes: Uno en el eje X y otro en el eje Y. Los esfuerzos en el eje X corresponden al apoyo lateral del implante sobre las paredes óseas; los cuales presentan dos puntos de máxima concentración, comunes para todos los casos de carga. El primero de ellos, ubicado en el margen cervical, y el segundo en el hueso que se

encuentra en el fondo de la primera rosca. En la condición de carga 2 (4.9 N), predominan los esfuerzos compresivos, excepto en apical, donde hay una ligera zona en tracción. En la condición de carga 4 (20.6 N-mm), el comportamiento es opuesto al observado en la anterior. En la condición de carga 51, los esfuerzos son compresivos hasta el fondo de la primera rosca, a partir de ahí son de magnitudes cercanas a cero; y en las condiciones de carga 56, 78 y 91, los esfuerzos son traccionantes y de muy baja magnitud (Figura 6).

Figura 6:



$L2 = 4.9\text{ N}$, $L4 = 20.6\text{ Nmm}$, $L51 = \text{Rel. M/F: } 6.1:1$,

$L56 = \text{Rel. M/F: } 10.1:1$,

$L78 = \text{Rel. M/F: } 13.9:1$, $L91 = \text{Rel. M/F: } 26.4:1$

Esfuerzos positivos: Tracción. Negativos: Compresión

Los esfuerzos en la dirección Y representan la flexión a la cual está sometido el hueso cortical que rodea el implante. El valor máximo de los esfuerzos se encuentra en la zona de apoyo; es decir, en el fondo de la primera rosca, y de allí hacia apical disminuyen uniforme y progresivamente. Su magnitud y distribución, en la superficie mesial, varía según la carga aplicada: Son mayores y compresivos en la condición de carga 2; le siguen en orden descendente los producidos por las condiciones de carga 4, 91, 78 y 56, los cuales son de tracción; y por último, muy cercanos a cero, se encuentran los esfuerzos de la condición de carga 51 (Figura 7). En la superficie distal el comportamiento es semejante al de mesial, pero en sentido opuesto.

Figura 7:



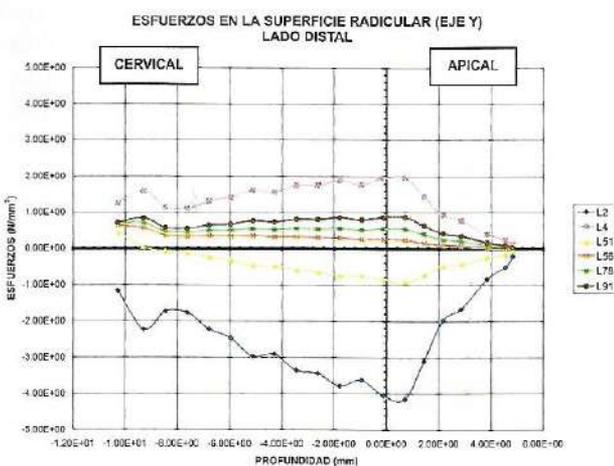
$L2 = 4.9\text{ N}$, $L4 = 20.6\text{ Nmm}$, $L51 = \text{Rel. M/F: } 6.1:1$, $L56 = \text{Rel. M/F: } 10.1:1$,

$L78 = \text{Rel. M/F: } 13.9:1$, $L91 = \text{Rel. M/F: } 26.4:1$

Esfuerzos positivos: Tracción. Negativos: Compresión. El valor del esfuerzo máximo está localizado en el fondo de la primera rosca del implante.

Debido al tipo de carga aplicada y a la rigidez del diente, (módulo de elasticidad) los esfuerzos predominantes en esta estructura son los de flexión (eje Y), que en su mayoría, permanecen confinados y no se transmiten al ligamento periodontal. La distribución de estos esfuerzos en todas las condiciones de carga muestra un ascenso en magnitud desde el margen cervical hasta la unión del tercio medio con el tercio apical; y desde allí hacia el ápice, disminuyen hasta llegar a cero. En la superficie distal, los esfuerzos producidos por la condición de carga 2 son compresivos; los de la condición de carga 4 tensiles, y los observados en las cargas combinadas de fuerza y momento son de menor magnitud que los de la fuerza y el momento único, puesto que equivalen a la suma algebraica de la fuerza y el momento correspondiente ($Lc\ 51 = Lc\ 3 + Lc\ 4$; $Lc\ 56 = Lc\ 5 + Lc\ 6$; $Lc\ 78 = Lc\ 7 + Lc\ 8$; $Lc\ 91 = Lc\ 9 + Lc\ 10$, Tabla 4 y Tabla 5) En resumen, en la carga 51 predominan los esfuerzos producidos por la fuerza, y en las restantes prevalecen los efectos del momento. (Figura 8)

Figura 8:



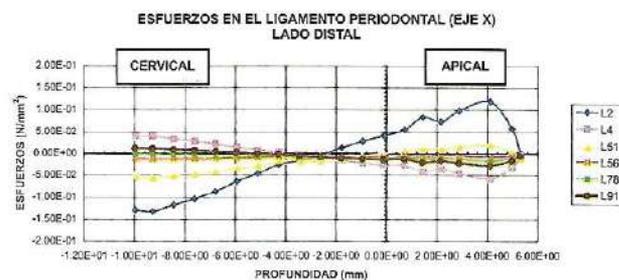
$L2 = 4.9\ N$, $L4 = 20.6\ Nmm$, $L51 = \text{Rel. M/F: } 6.1:1$,
 $L56 = \text{Rel. M/F: } 10.1:1$,
 $L78 = \text{Rel. M/F: } 13.9:1$, $L91 = \text{Rel. M/F: } 26.4:1$
Esfuerzos positivos: Tracción. Negativos: Compresión

La estructura del modelo que presentó la menor magnitud de esfuerzos fue el ligamento periodontal, con una distribución y magnitud similar en todo su espesor (interfase ligamento - hueso y ligamento - diente). Además, en todas las gráficas de esta estructura, los esfuerzos cambian de signo al cruzarse en un punto donde su magnitud es cero. Esta área sin esfuerzo varía para las diferentes condiciones de carga, de acuerdo con la relación momento / fuerza y con el tipo de movimiento dentario que se produce. (Figura 9)

En el ligamento periodontal, en las direcciones X y Y, se producen esfuerzos que son semejantes entre

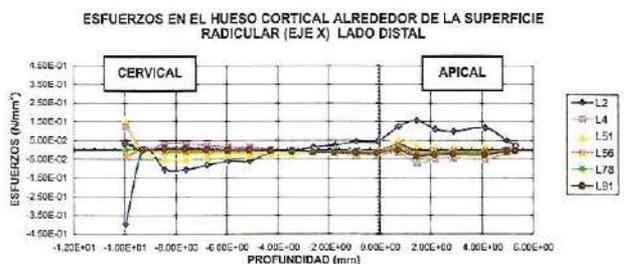
sí y de distribución uniforme. A su vez, son similares a los encontrados en el hueso cortical en dirección X, estos últimos presentan mayor magnitud e irregular distribución. (Figura 9 y 10) Para poder compararlos analizaremos los esfuerzos en el eje X: Así, en la condición de carga 2 (4.9 N) en la superficie distal, los esfuerzos se distribuyen uniformemente, son compresivos en la mitad cervical de la raíz y tensiles en la mitad apical. El desplazamiento del diente está directamente relacionado con la distribución de esfuerzos en el ligamento periodontal y en el hueso cortical en la dirección X; se produce una inclinación dental no controlada de la corona hacia distal y de la raíz hacia mesial, con el centro de rotación localizado a 7.5 mm del margen cervical, que coincide con el punto de cero esfuerzo. (Figuras 9, 10 y 11).

Figura 9:



$L2 = 4.9\ N$, $L4 = 20.6\ Nmm$, $L51 = \text{Rel. M/F: } 6.1:1$,
 $L56 = \text{Rel. M/F: } 10.1:1$,
 $L78 = \text{Rel. M/F: } 13.9:1$, $L91 = \text{Rel. M/F: } 26.4:1$
Esfuerzos positivos: Tracción. Negativos: Compresión

Figura 10:



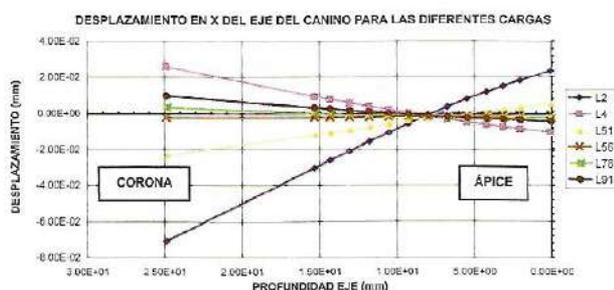
$L2 = 4.9\ N$, $L4 = 20.6\ Nmm$, $L51 = \text{Rel. M/F: } 6.1:1$,
 $L56 = \text{Rel. M/F: } 10.1:1$,
 $L78 = \text{Rel. M/F: } 13.9:1$, $L91 = \text{Rel. M/F: } 26.4:1$
Esfuerzos positivos: Tracción. Negativos: Compresión

La distribución de esfuerzos en la condición de carga 4 (20.6 Nmm) en la superficie distal es semejante a la descrita en la condición de carga 2, pero de menor magnitud y sentido opuesto. El punto de esfuerzo cero se encuentra a 6 mm del margen cervical, y al igual que en la condición de carga 2, los esfuerzos en el ligamento periodontal

y en el hueso cortical están relacionados con el desplazamiento del diente en dirección X. Se produce una inclinación no controlada, radicular distal y coronal mesial, con el centro de rotación, localizado a 6 mm del margen cervical. (Figuras 9, 10 y 11)

Los esfuerzos y el desplazamiento dental en la condición de carga 51 (M/F: 6.1:1) son similares a los descritos en la condición de carga 2, observándose dos diferencias: La primera es que la magnitud de los esfuerzos son menores a los producidos en la condición de carga 2; la segunda, es que el centro de rotación -que equivale al punto de cero esfuerzo- se desplaza 1.5 mm hacia apical en la condición de carga 51. O sea que se encuentra a 9 mm del margen cervical. (Figuras 9, 10 y 11)

Figura 11:



L2 = 4.9 N, L4 = 20.6 Nmm, L51 = Rel. M/F: 6.1:1,
L56 = Rel. M/F: 10.1:1,
L78 = Rel. M/F: 13.9:1, L91 = Rel. M/F: 26.4:1.

Desplazamiento positivo: Hacia mesial. Negativo: Hacia distal

Los esfuerzos en la condición de carga 56 (M/F 10.3:1) en la superficie distal son compresivos, de baja magnitud y distribuidos uniformemente, desde el margen cervical hasta el ápice. No existe, por tanto, un punto de inflexión o de esfuerzo cero definido claramente, lo cual coincide con la gráfica de desplazamiento dental, la que muestra un movimiento cercano a la translación. (Figuras 9, 10 y 11)

La gráfica de la condición de carga 78 (M/F: 13.9:1) en la superficie distal, muestra esfuerzos compresivos de muy baja magnitud, los cuales aumentan progresivamente desde el punto de esfuerzo cero, ubicado en el margen cervical, hasta apical. Además, la distribución de los esfuerzos está directamente relacionada con el desplazamiento; se produce una inclinación no controlada, radicular hacia distal y coronal hacia mesial, cuyo centro de rotación coincide con el punto de esfuerzo cero. (Figuras 9, 10 y 11)

Los esfuerzos producidos por la condición de carga 91 (M/F: 26.4:1) en la superficie distal, son intermedios en distribución y magnitud entre los registrados en las condiciones de carga 4 y 78. Al igual que en éstos, el desplazamiento está

directamente relacionado con los esfuerzos, y se produce un movimiento de la raíz hacia distal y de la corona hacia mesial con el centro de rotación ubicado a 5 mm del margen cervical, coincidente con el punto donde no se registraron esfuerzos. (Figuras 9, 10 y 11)

Los esfuerzos en la superficie mesial de la estructura radicular, del ligamento periodontal y del hueso cortical son de distribución similar pero opuestos: Donde había tracción hay compresión, y viceversa, para todas las condiciones de carga.

DISCUSIÓN

Una de las teorías del remodelado óseo argumenta que las señales mecánicas locales estimulan o inducen a las células reguladoras capaces de desencadenar los eventos remodelativos. Por lo tanto, para estudiar el movimiento ortodóncico es necesario conocer la distribución de los esfuerzos en la superficie radicular y en sus estructuras de soporte (principalmente en el ligamento periodontal). Además, la que ocurre en los sitios de anclaje o de resistencia al movimiento, como los huesos, ó en este caso, los implantes óseointegrados.

En general, la mayor concentración de esfuerzos se observó en el implante, seguido por la superficie radicular, el hueso cortical y por último el ligamento periodontal debido, posiblemente, a las diferencias geométricas y mecánicas de cada estructura. El mismo orden, en la distribución de esfuerzos sobre las diferentes estructuras, lo reportaron tanto Tanne y colaboradores⁽¹⁹⁾ como Puente y colaboradores⁽³¹⁾, excepto lo relacionado con el implante óseo-integrado, puesto que ellos sólo analizaron los esfuerzos en el diente y en sus tejidos de soporte.

En el implante óseointegrado, en todas las condiciones de carga, los esfuerzos se concentraron en el tercio cervical del implante y en el hueso que lo rodea, lo cual coincide con los hallazgos de Meijer y colaboradores cuando aplicaron fuerzas oblicuas a un implante único⁽²⁶⁾. Un resultado similar fue descrito por Barbier y colaboradores al aplicar diferentes cargas horizontales en dos modelos protésicos soportados por implantes⁽³²⁾. En consecuencia, para aquellos implantes que van a servir como anclaje ortodóncico, la unión estructural y funcional del titanio en el margen cervical debe ser principalmente de hueso cortical, el cual posee mayor rigidez que el hueso alveolar. Además, se debe prevenir la acumulación de placa bacteriana, que afecta la óseointegración cervical.

La máxima concentración de esfuerzos en el implante se localizó en el margen cervical y en el fondo de la primera rosca (1.2 mm desde el margen cervical hacia apical), pero es importante anotar, que estos son de una magnitud tan baja que serían incapaces de producir fallas en el titanio. Lo

anterior coincide con los hallazgos de Clelland y colaboradores, quienes encontraron que los esfuerzos producidos en el implante fueron 18 veces menores que el límite de fractura del titanio⁽³³⁾. Por consiguiente, los implantes óseointegrados son capaces de soportar fuerzas ortodóncicas y funcionar como buenas unidades de anclaje, ya que se comportan como una estructura rígida dentro del hueso cortical que lo rodea, en el cual predomina la flexión. El comportamiento de los implantes es más adecuado cuando se aplican en forma combinada fuerza y momento, puesto que disminuye la magnitud y mejora la distribución de los esfuerzos. (Figuras 5, 6 y 7)

En la superficie radicular predominaron los esfuerzos de flexión, los cuales en su mayoría permanecieron confinados en la dentina, lo que concuerda con lo descrito por Tanne y colaboradores, quienes describieron cómo predominaban los esfuerzos en el eje Y (flexión) en la superficie dental. Estos mismos autores observaron diseminación de los esfuerzos de flexión desde la superficie radicular hasta el hueso alveolar.⁽¹⁹⁾ Esto discrepa con los resultados obtenidos en el presente estudio, lo cual puede deberse a que tales autores únicamente modelaron hueso alveolar. (Figuras 8 y 10)

Una fuerza mesio-distal única produce un movimiento de inclinación con mayor concentración de esfuerzos en el margen cervical y en el ápice radicular, con el centro de rotación ubicado en la mitad de la superficie radicular en el ligamento periodontal y en el hueso cortical. Estos resultados coinciden con los encontrados por Tanne y colaboradores⁽¹⁹⁾, McGuinness y colaboradores⁽²⁷⁾ y Puente y colaboradores.⁽³¹⁾ Además, están de acuerdo con los hallazgos histológicos que muestran hialinización y una zona libre de células en el margen cervical y en el ápice radicular⁽³⁴⁾, sitios estos de mayor concentración de esfuerzos. (Figuras 9 y 11) Al mismo tiempo, un momento único ocasiona un movimiento de inclinación de sentido opuesto al que produce la fuerza, con el centro de rotación ubicado a 6 mm del margen cervical. (Figuras 9 y 11)

Al ligamento periodontal se le ha atribuido un comportamiento viscoelástico.^(20,35) No obstante, en la literatura actual no se dispone de datos suficientes para simular el comportamiento de las estructuras dentarias con relación al tiempo, en el cual se producirían el remodelado óseo y el movimiento dentario. Los modelos estáticos actuales proporcionan datos cualitativos y cuantitativos de la compleja distribución tridimensional de los esfuerzos relacionada con el movimiento dental; más aún, el modelo muestra áreas de mayor concentración de esfuerzos, los cuales son considerados relevantes para comprender el comportamiento a largo término del movimiento dental.⁽²⁰⁾

Por consiguiente, y como se conoce el sistema de fuerza producido por el ansa en T de TMA 0.017 x 0.025 de pulgada en las diferentes activaciones a través del tiempo⁽³⁰⁾, es posible extrapolar los resultados obtenidos con las cargas combinadas (que evalúan las diferentes relaciones M/F) durante el tratamiento clínico. Inicialmente, a 6 mm de activación, en una relación M/F de 6.1:1, se produce un movimiento de inclinación dental no controlada con desplazamiento de la corona hacia distal y de la raíz hacia mesial; el centro de rotación se ubica a 9 mm del margen cervical. Posteriormente, a 3 mm de activación, (después de 3 meses de tratamiento) existe una relación M/F de 10.3:1 y se produce un movimiento aproximado a la translación. Cuando aumenta la relación M/F a 13.9:1, (4 meses de tratamiento) se produce una inclinación radicular no controlada con desplazamiento de la corona hacia mesial, cuyo centro de rotación se encuentra en el margen cervical. Por último, con una relación M/F de 26.4:1, (5 meses de tratamiento) se produce el mismo movimiento descrito anteriormente, teniendo en cuenta que el centro de rotación se desplazó a 5 mm del margen cervical hacia apical. En conclusión, la relación M/F determina el tipo de movimiento y el centro de rotación. (Figuras 9 y 11)

Burstone describe la relación M/F necesaria para cada tipo de movimiento dentario: 0:1 - 5:1 para inclinación dental no controlada; 10:1, para translación; y 12:1 o mayor para lograr inclinación radicular⁽³⁶⁾, lo cual coincide aproximadamente con los resultados antes expuestos. Las ligeras diferencias se deben a las variaciones anatómicas en longitud radicular y altura ósea, que influyen directamente sobre esta proporción.

En el futuro, cuando se conozca la reacción celular para los diferentes niveles de esfuerzos en cada una de las estructuras del sistema estomatognático, será posible lograr un mayor beneficio de estudios como éste.

CONCLUSIONES

1. En todas las condiciones de carga evaluadas, el área que presentó mayor concentración de esfuerzos fue el margen cervical, en el implante óseointegrado y en el hueso que lo rodea. Esfuerzos que son de baja magnitud e incapaces de producir una falla permanente en el titanio.
2. De las estructuras evaluadas, el canino superior y el implante de titanio presentaron la mayor concentración de esfuerzos. Se comportaron como un cuerpo rígido en el que predominó la flexión.
3. Los casos de carga combinados (con diferentes relaciones M/F) produjeron los esfuerzos de más baja magnitud y de distribución más uniforme. Así mismo, la relación M/F 6.1:1 logró la mejor distribución de los esfuerzos en

el hueso cortical alrededor del implante. Lo mismo se obtuvo en el canino y sus estructuras de soporte, con una relación M/F 10.3:1. Basados en estos resultados, vale afirmar que cuando la unidad de anclaje es un implante óseointegrado es mejor utilizar un sistema de retracción precalibrado sin fricción.

4. La distribución de los esfuerzos obtenidos en el ligamento periodontal y en el hueso cortical del canino es semejante, con una mayor magnitud en el hueso cortical. Es posible, por lo tanto, observar coincidencia del área de esfuerzo cero con el centro de rotación del diente durante el movimiento.

AGRADECIMIENTOS

A los directivos del Departamento de Ingeniería Mecánica, Facultad de Minas, Universidad Nacional de Colombia, sede Medellín.

CORRESPONDENCIA

Mónica Lena Vásquez

E-mail: vasquezgomez@epm.net.co

Fabio Becerra Santos

E-mail: fabio@epm.net.co

Facultad de Odontología U. de A.

BIBLIOGRAFÍA

1. Proffit, W.R., Field, H.F. *Ortodoncia Teoría y Práctica*. Madrid: Mosby-Doyma Libros, S.A.. 2da Ed. 1994, 307.
2. Turley P.K., Kean C., Schur J., Stefanac J., Gray J., Hennes J., Poon L.C. Orthodontic Force Application to Titanium Endosseous Implants. *Angle Orthod*, 1988, 151-162.
3. Creekmore T.B., Eklund M.K. The Possibility of Skeletal Anchorage. *J Clin Orthod*, 1983, 17: 266-269.
4. Van Roekel N.B. The Use of Branemark System Implants for Orthodontic Anchorage: Report of a case. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 1989, 4:341-344.
5. Roberts W.E., Marshall K.J., Mozary P.G. Rigid Endosseous Implant Utilized as Anchorage to Protract Molars and Close an Atrophic Extraction Site. *Angle Orthod*, 1990, 60: 135-152.
6. Higuchi K.U., Slack J.M. The Use of Titanium Fixtures for Intraoral Anchorage to Facilitate Orthodontic Tooth Movement. *Int J Oral Maxillo Impl*, 1991, 6: 338-344.
7. Wehrbein H., Merz B.R., Diedrich P., Glatzmaier J. The Use of Palatal Implants for Orthodontic Anchorage. *Clin Oral Impl Res*, 1996, 7: 410-416.
8. Gray J.E., Steen M.E., King G.J., Clark A.E. Studies on the Efficacy of Implants as Orthodontic Anchorage. *Am J Orthod*, 1983, 83: 311-317.
9. Wehrbein H., Diedrich P. Endosseous Titanium Implants During and After Orthodontic Load-An Experimental Study in the Dog. *Clin Oral Impl Res*, 1993, 4: 76-82.
10. Roberts W.E., Smith R.K., Ziberman Y., Mozary P.G., Smith R.S. Osseous Adaptation to Continuous Loading of Rigid Endosseous Implants. *Am J Orthod*, 1984, 86: 95-110.
11. Smalley W.M., Shapiro P.A., Hohl T.H., Kokich V.G., Branemark P. Osseointegrated Titanium for Maxillofacial Protraction in Monkeys. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 1988, 94: 285-295.
12. Block M. S., Hoffman D.R. A New Device for Absolute Anchorage for Orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 1995, 107: 251-258.
13. Proffit, W.R. y Field, H.F. *Ortodoncia Teoría y Práctica*. Madrid: Mosby-Doyma Libros, S.A.. 2da Ed., 1994, 509.
14. Andreasen G. F., Bishara S. A Comparison of the Time related Forces Between Plastic Elastics and Latex elastics. *Angle Orthod*, 1970, 40: 319-328.
15. Hersey H. G., Reynolds W.G. The Plastic Module as an Orthodontic Tooth-Moving Mechanism. *Am J Orthod*, 1975, 67: 554-562.
16. Franchi L., Bassarelli T. Anterior and Canine Retraction: Biomechanic considerations. Part one.
17. Mahler D. B., Peyton F. A. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res*, 1955, 34: 831-838.
18. Andersen K. L., Pedersen E.H., Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991;99:427-444.
19. Tanne K., Sakuda M., Burstone C.J. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 1987, 92: 499-505.
20. Middleton J., Jones M., Wilson A. The Role of the Periodontal Ligament in Bone Modeling: The Initial Development of a Time-Dependent Finite Element Model. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996;109:155-162.
21. Lifecore Catalog. Biomedical Oral Restorative Division 1998:6.
22. Kraus B.S., Jordan E.R., Abrams L. *Anatomía dental y oclusión*. México. Editorial Interamericana. 2da Ed. 1972, 34-44.
23. Lindhe J. *Periodontología Clínica*. Buenos Aires. Editorial Panamericana S.A. 1era Ed. 1986:39.
24. Rieger M.R., Adams W.K., Kinzel G. L., Brose M.O. Finite Element Analysis of Bone- Adapted and Bone-bonded Endosseous Implants. *J Prosthet Dent* 1989;62:436-440.
25. Van Rossen I.P., Braak L.H., Putter C. y Groot K. Stress-Absorbing Elements in Dental Implants. *J Prosthet Dent*, 1990, 64: 198-205.
26. Meijer G.J., Starmans F.J.M., de Putter C., Van Blitterswijk C.A. The Influence of a Flexible Coating on the Bone Stress around Dental Implants. *J of Oral Rehabilitation*, 1995, 22: 105-111.
27. McGuinness N., Willson A.N., Jones M., Middleton J., Robertson N.R. Stresses Induced by Edgewise Appliances in the Periodontal Ligament - a Finite Element Study. *Angle Orthod*, 1992, 62: 15-22.
28. Storey E.E., Smith R. Force in Orthodontics and its Relation to Tooth Movement. *Australian J Dent*, 1952, 56: 11-18.
29. Burstone C.J. The Segmented Arch Approach to Space Closure. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 1982, 82: 361-378.
30. Kuhlberg A.J. y Burstone C.J. T - Loop Position and Anchorage control. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 1997, 112: 12-18.
31. Puente M.I., Galbán L., Cobo J.M. Initial Stress Differences Between Tipping and Torque Movements. A three-dimensional Finite Element Analysis. *Europ J Orthod*, 1996, 18: 329-339.
32. Barbier L., Sloten J.V., Krzeinski G., Schepers E. Finite Element Analysis of Non Axial versus Axial Loading of Oral Implants in the Mandible of the Dog. *J of Oral Rehabilitation*, 1998, 25: 847-858.
33. Clelland N.L., Ismail Y.H., Zaki H. S. y Pipko D. Three Dimensional Finite Element Stress Analysis in and around the Screw-Vent Implant. *Int J Oral Maxillofac Imp*, 1991, 6: 391-392.
34. Storey E. The Nature of Tooth Movement. *Am J Orthod*, 1973, 63: 292-314.
35. Wilson A.M and Middleton J. The Finite Element Analysis of Stress in the Periodontal Ligament when Subject to Vertical Orthodontic Forces. *Brit J of Orthod*, 1994, 21: 161-167.
36. Burstone C. J., Van Steenberg E., Hanley K. J. *Modern Edgewise Mechanics and the Segmented Arch Technique*. Connecticut: Ormco Corporation 1st Ed., 1995: 4.