

EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS Y SU APLICACIÓN EN LA INVESTIGACIÓN ODONTOLÓGICA*

ELIANA M. CALAO F.**; MÓNICA L. VÁSQUEZ***, FABIO BECERRA S.***, JORGE OSSA S.****, CARLOS ENRÍQUEZ G.*****, ELISEO FRESNEDA B.*****

RESUMEN: CALAO F. ELIANA M., MÓNICA L. VÁSQUEZ G., FABIO BECERRA S., JORGE OSSA S., CARLOS ENRÍQUEZ G., ELISEO FRESNEDA B. El método de elementos finitos y su aplicación en la investigación odontológica, Rev Fac Odont Univ Ant, 11(1): 44-49, 1999

Hace aproximadamente dos siglos, basados en la teoría de la elasticidad y mediante la aplicación de diferentes ecuaciones, matemáticos franceses y alemanes propusieron un modelo teórico para predecir los esfuerzos a los que está sometido un cuerpo bajo carga. La solución de este problema, en ese momento, fue muy compleja debido al escaso desarrollo tecnológico de la época. Sólo en 1956, Turner, Clough, Martin y Topp, presentaron el Método Computarizado de Elementos Finitos (MEF), el cual resuelve con gran aproximación las múltiples ecuaciones utilizadas en esta predicción.

El MEF es un procedimiento ejecutado en un computador, que tiene el potencial de simular un modelo matemático equivalente a un objeto real, compuesto por diferentes materiales y de forma complicada.

Es un método numérico versátil, aplicable en todos los campos de las ciencias exactas, principalmente en las Ingenierías: Civil, Mecánica, Biomédica y Nuclear, así mismo, en Geomecánica, Meteorología, Hidráulica, Medicina y Odontología. La literatura presenta varios estudios que demuestran su utilidad en la investigación odontológica. Este artículo pretende ilustrar su uso y aplicabilidad en Implantología, Ortodoncia, Ortopedia Maxilar, Prostodoncia y Cirugía Maxilofacial.

Palabras claves: Elementos finitos, esfuerzos, deformaciones.

ABSTRACT: CALAO F. ELIANA M., MÓNICA L. VÁSQUEZ G., FABIO BECERRA S., JORGE OSSA S., CARLOS ENRÍQUEZ G., ELISEO FRESNEDA B. The Finite Element Method and its application in dental research, Rev Fac Odont Univ Ant, 11(1): 44-49, 1999

About two centuries ago, solving different equations, and supported on the elasticity, French and German mathematicians proposed a theoretical model based on mathematics to predict, the strengths that can be exerted upon and specific body. To solve this problem was quite complex at that time, do to the technological developments available. In 1956, Turner, Clough, Martin and Topp presented the Finite Element Method, run by computer (FEM) which solved the multiple equations used on this type of predictions with a very reliable grade of accuracy.

The FEM is a software that through the used of mathematical formulas, builds a logical model similar to the real objet with a variety of materials and complex structures.

Is a very versatile numerical method, useful for the research in the field of sciences, specially civil and mechanical engineering, biomedical research, geomechanics and hydraulic test, nuclear engineering, medical and dentistry research, and several written essays evidence the use of the finite elements method in the field of dentistry research.

The present article will illustrate its performance as a tool in the Research of Field Implants, Orthodontics, Maxillary Orthopedics, Prostodontics and Maxilofacial Surgery.

Key words: Finite Elements, strength, deformation.

-
- * 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 Universidad de Antioquia. Mención de Honor en el X Encuentro Nacional, I Internacional de Investigación Odontológica, ACFO, 1999.
- ** Odontóloga. Estudiante del Posgrado Odontología Integral del Adolescente y Ortodoncia, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia.
- *** Odontólogo. Periodoncista. Profesor Titular, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia.
- **** Odontólogo. Especialista en Odontología Integral del Adolescente y Ortodoncia. Docente de medio tiempo, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia.
- ***** Ingeniero Mecánico. Profesor Asociado al Departamento de Ingeniería Mecánica, Facultad de Minas, Universidad Nacional de Medellín.
- ***** Ingeniero Mecánico. Profesor Asociado y Director del Departamento de Ingeniería Mecánica, Facultad de Minas, Universidad Nacional de Medellín.

INTRODUCCIÓN

Hace aproximadamente dos siglos, matemáticos franceses y alemanes propusieron un modelo teórico para predecir la tensión, compresión y deformación que sufre un cuerpo sometido a una carga. Este método se fundamentó en la teoría de la elasticidad, la cual establece las ecuaciones matemáticas que relacionan las deformaciones producidas en un punto de un material con los esfuerzos y las cargas que lo originan. En esa época el principal obstáculo radicó en la dificultad para resolver con precisión dichas ecuaciones, pero, el desarrollo alcanzado en la actualidad por la informática y sus respectivos programas, ha hecho posible que los métodos numéricos de análisis participen en forma decisiva para la solución de una gran variedad de problemas en diversas áreas. Uno de éstos, es el Método de los Elementos Finitos (MEF) presentado por primera vez en 1956 por Turner, Clough, Martin y Topp, para el campo del análisis estructural, y que resuelve con gran aproximación estas ecuaciones. ⁽¹⁾

Este tipo de análisis se aplicó por primera vez durante la guerra del Vietnam para optimizar el diseño del fuselaje de los aviones en cuanto a resistencia, desplazamiento y fatiga. A partir de ese momento se empezó a utilizar en los diversos campos de la Ingeniería para solucionar problemas que cubren todo su espectro: Análisis estático, dinámico y comportamiento térmico en estructuras y, también, para el estudio de diferentes materiales sólidos, líquidos y gaseosos. Otros posibles usos son: Mecanismos, sedimentología, tránsito, contaminación ambiental, cálculo y diseño de máquinas, elementos de máquinas y, en el análisis biomecánico de los sistemas y sus componentes. ⁽²⁾ Algunos de los campos de aplicación son: Geomecánica, Meteorología, Hidráulica, Ingeniería Civil, Ingeniería Nuclear, Ingeniería Mecánica, Ingeniería Biomédica, Medicina y Odontología. ⁽¹⁾

El principio del MEF consiste en elaborar un modelo que divide la estructura que se va a analizar en un número finito de elementos pequeños que están conectados, el uno con el otro, en puntos llamados nodos. La conducta de cada elemento y la de toda la estructura se obtiene por formulación de un sistema de ecuaciones algebraicas que se resuelven rápidamente en un computador con el uso de programas diseñados para tal fin. De esta forma, el comportamiento del modelo estudiado resulta similar al de la estructura que representa. ⁽²⁾

LOS ELEMENTOS FINITOS EN ODONTOLOGÍA

En la literatura internacional se han publicado numerosos artículos que utilizan esta metodología

de investigación en diversas áreas Odontológicas: Implantología, Ortodoncia, Ortopedia Maxilar, Prostodoncia y Cirugía Maxilofacial; facilitando así la solución de problemas biomecánicos complejos de diversa índole. A pesar de que existe evidencia científica que fundamenta su aplicación, en nuestro medio esta metodología tiene poca difusión.

En el campo de la Implantología, el MEF ha permitido evaluar el comportamiento biomecánico de los implantes dentales y emitir criterios objetivos para mejorar su diseño. Rieger y colaboradores, en 1989, examinaron la distribución de esfuerzos alrededor de 3 implantes intraóseos cuando el hueso cortical está adaptado o unido al implante, y encontraron resultados similares. Entonces, concluyen que esta última condición no mejora el pronóstico biomecánico de los implantes dentales. ⁽³⁾ Los mismos autores, en 1990, compararon la distribución de esfuerzos en 6 diseños de implantes y establecieron que los esfuerzos punzantes que se presentan en la región apical, al aplicar fuerzas axiales, son de magnitudes tan bajas que no son clínicamente significativas. ⁽⁴⁾ Con base en estos estudios, este grupo de investigación emitió las siguientes conclusiones sobre el diseño de los implantes: La longitud no está directamente relacionada con su efectividad, es decir, a mayor longitud no son más eficientes biomecánicamente; así mismo, es recomendable usar implantes roscados en lugar de lisos para disminuir la producción de esfuerzos en la zona apical. ⁽⁵⁾

Van Rossen y colaboradores, en 1990, evaluaron, en dos modelos, la distribución de esfuerzos en el hueso alrededor de los implantes con o sin la presencia de elementos que absorben las cargas, material con módulo de elasticidad de baja magnitud, ubicados alrededor de la parte submucosa de los implantes. El primer modelo consistió de un implante único, al cual se le aplicaron 500 gramos de fuerza en sentido axial. En el segundo, se modeló una prótesis fija soportada por un implante y un diente natural, al cual le aplicaron 160 gramos de fuerza en dirección axial. En el primer modelo encontraron que los elementos que absorben cargas amortiguan los esfuerzos, pero no los distribuyen; en el segundo modelo dichos elementos disminuyen los picos de esfuerzos en el hueso alrededor del diente natural y los distribuyen uniformemente en el implante. ⁽⁶⁾

En otro estudio, Meijer y colaboradores, calcularon la distribución de esfuerzos en la interfase hueso-implante, con o sin la presencia de una cubierta flexible alrededor de éste, aplicando cargas en diferentes direcciones. Hallaron que la cubierta flexible reduce los esfuerzos principales mínimos (compresivos) y aumenta los esfuerzos principales máximos (tensiles). Es decir: modifica la distribución de los esfuerzos en la interfase hueso-implante. ⁽⁷⁾

En Ortodoncia este método ha sido de mucha utilidad. Inicialmente se estudió el comportamiento de varios dientes bajo diferentes condiciones de carga bucolingual, con un modelo bidimensional, resultando que al aumentar la angulación de la carga aumentaban los esfuerzos y las deflexiones; el centro de rotación también se movilizó hacia el eje longitudinal del diente.⁽⁸⁾ Igualmente, con el MEF se ha determinado la distribución tridimensional de los esfuerzos en el ligamento periodontal, utilizando aparatología fija o removible y se concluyó que durante el movimiento de inclinación, se produce una variación importante de los esfuerzos desde cervical hasta el ápice radicular; y en un movimiento aproximado a traslación, los esfuerzos inducidos fueron tensiles ó compresivos en todos los niveles ocluso-gingivales con poca diferencia de cervical a apical; además, describen las modificaciones del centro de rotación durante los diferentes tipos de movimientos.^(9,10,11,12,13)

El método también se ha empleado para averiguar los efectos de la longitud radicular y la altura ósea durante el desplazamiento dental inicial, observándose que después de 4, 6 y 8 mm de pérdida ósea ocurre un cambio de tensil a compresivo en los esfuerzos que se producen en la zona apical, al igual que un aumento en su magnitud.⁽¹⁴⁾ Por lo anterior, se determinó que la longitud radicular y la altura ósea se deben considerar como variantes anatómicas importantes durante el tratamiento de ortodoncia, dado que inciden en la producción de la fuerza óptima y en el movimiento dentario deseado.⁽¹⁵⁾

Existen varios informes en la literatura sobre la utilización del MEF para la evaluación de los aparatos ortodóncicos. Algunos estudios analizan los diseños óptimos de resortes para el cierre de los espacios;^(16,17) otros determinaron que cuando un canino maxilar humano está sometido a fuerzas ortodóncicas, semejantes a las producidas por aparatología de arco de canto, los esfuerzos máximos se concentran en el margen cervical y en la región apical.⁽¹⁸⁾ En otro estudio modelaron los primeros molares superiores con o sin barra transpalatina y, luego de aplicarles 2 N de fuerza en sentido sagital, registraron una diferencia de esfuerzos menor del 1%, lo cual, podría sugerir la inhabilidad de la barra transpalatina para reforzar el anclaje ortodóncico, mediante la modificación de los esfuerzos periodontales.⁽¹⁹⁾

El método de elementos finitos es práctico para determinar las siguientes variables biomecánicas: Desplazamiento, deformación y esfuerzos inducidos en las estructuras vivas al aplicarles fuerzas ortopédicas. Por eso, se ha recurrido a él para evaluar el comportamiento biomecánico de la Expansión Rápida Palatina (ERP) del complejo craneofacial.⁽²⁰⁾ Tanne y colaboradores, en 1995,

mediante la utilización de este método, localizaron el centro de resistencia del complejo nasomaxilar en el punto posterosuperior de la fisura pterigomaxilar registrado en el plano medio sagital, lo cual podría contribuir a realizar un desplazamiento adecuado de este complejo en pacientes con deficiencia de tercio medio facial que requieran protracción del maxilar.⁽²¹⁾

Al análisis de elementos finitos se han atribuido grandes ventajas sobre la superposición cefalométrica, para evaluar los cambios que se presentan por el crecimiento o con el tratamiento en un paciente determinado. Con el MEF no se requiere un patrón de referencia para describir los cambios ocurridos, ya que proporciona un marco de referencia invariable para evaluar tamaño, forma y rotación de cada uno de los elementos finitos que representan las diferentes estructuras anatómicas. Tomas Cangialosi y colaboradores, en 1994, lo utilizaron para describir los cambios que sucedieron durante el tratamiento de un paciente Clase II división 1.⁽²²⁾

En el campo de la Odontología Restauradora, diferentes autores han empleado esta metodología para analizar la distribución de esfuerzos en dientes naturales y restaurados, puesto que la fuerza masticatoria genera cargas considerables sobre éstos y sus respectivas estructuras de soporte. Yettram y colaboradores muestran una concentración aumentada de esfuerzos en el margen amelocementario y en las fisuras oclusales sobre los dientes naturales cuando están sometidos a cargas que simulan la masticación.⁽²³⁾

Los estudios en el área de la Prostodoncia, han permitido determinar la influencia de un núcleo intrarradicular sobre los esfuerzos que se producen en la dentina de un incisivo depulpado, y hallaron resultados similares en la distribución de esfuerzos con o sin la presencia de un núcleo intrarradicular.⁽²⁴⁾ Castaño y colaboradoras, en 1995, al comparar los esfuerzos tensiles y compresivos en dos modelos de prótesis voladizas -uno con dientes naturales y otro con implantes como pilares- encontraron que al aplicarles fuerzas verticales a los pilares, en el implante los esfuerzos se distribuyen longitudinalmente a diferencia del diente natural, en el cual se concentran en oclusal y apical.⁽²⁵⁾ También ha servido para calcular la distribución de esfuerzos durante la función de una prótesis total inferior: se encontró que la zona que presenta mayores esfuerzos al aplicar cargas axiales y oblicuas es la comprendida entre los caninos inferiores.⁽²⁶⁾

En Cirugía Maxilofacial, el MEF puede usarse para simular la deformación de los tejidos blandos después de la Cirugía Maxilofacial. Motoyoshi y colaboradores, en 1992, lo emplearon para predecir la deformación facial después de una cirugía de

retroceso mandibular y describieron las posibilidades y limitaciones de este método para implementar su aplicación clínica. La limitación principal de este método es el desconocimiento de las propiedades mecánicas de los tejidos blandos humanos en cuanto a anisotropía y comportamiento dependiente del tiempo.⁽²⁷⁾ Posteriormente, los mismos autores estudiaron la influencia del espesor y la rigidez de los tejidos blandos en los cambios luego de una cirugía de retroceso mandibular, y describen que al duplicar el grosor de los tejidos blandos se disminuye la magnitud del desplazamiento posterior y se incrementa el desplazamiento inferior de los mismos. De aquí se deduce que el grosor del tejido blando posee mayores efectos que la rigidez sobre los cambios sagitales y verticales después de Cirugía Ortognática.⁽²⁸⁾

Las estructuras del sistema estomatognático están sometidas constantemente a diversas fuerzas, las cuales se manifiestan en el desarrollo de tensiones y presiones internas. Conocer la información detallada de los esfuerzos y deformaciones de las estructuras es difícil, debido a la interacción existente entre los diferentes tejidos, la cual puede distorsionar los datos obtenidos por cualquier respuesta del material individual. En consecuencia, es importante reconocer que el MEF le proporcionará al odontólogo datos cuantitativos y cualitativos que contribuyen al entendimiento de las reacciones fisiológicas, ya que este método es aplicable al análisis de los niveles de tensión, presión y deformación inducidos en el interior de las estructuras.⁽²⁾

ELABORACIÓN DE UN MODELO CON ELEMENTOS FINITOS

En la Facultad de Odontología de la U. de A. se realizó un proyecto de investigación con el MEF titulado: "Utilización de un implante óseointegrado para la retracción ortodóncica de un canino superior: Un estudio con elementos finitos", el cual se desarrolló asociado con el departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad Nacional.⁽²⁹⁾ Este artículo pretende explicar la aplicabilidad de éste método en la Investigación Odontológica.

Con base en este modelo, explicaremos los pasos que se deben seguir para la aplicación del MEF. El primer paso consiste en hacer un dibujo bidimensional a escala de la estructura que se va a analizar, en este caso, un implante de autorroscado de titanio puro, tipo Branemark con dimensiones estándar (10 mm de longitud x 3.75 mm de diámetro), colocado y óseointegrado completamente en la posición del primer molar superior y, un canino maxilar de tamaño promedio (25 mm de longitud total x 7.4 mm de diámetro en la corona) con sus respectivas estructuras de soporte. (Figura 1)



Figura 1: Dibujo del modelo

Teniendo en cuenta lo anterior, y mediante el programa Cosmosâ* (software de análisis con elementos finitos), se genera el modelo tridimensional y posteriormente se enmalla. El enmallado consiste en dividir la estructura en un número finito de elementos pequeños que se conectan en puntos llamados nodos. (Figura 2)

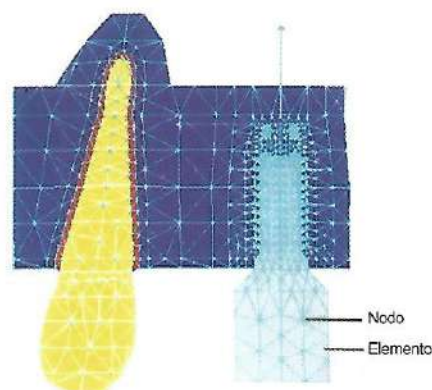


Figura 2: Modelo enmallado

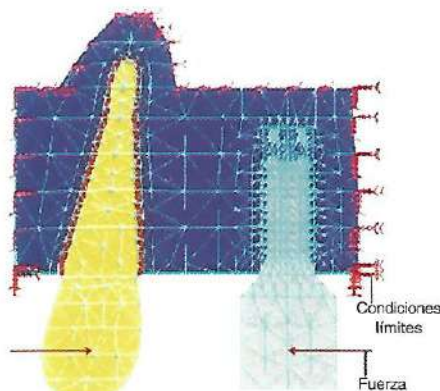


Figura 3: Modelo enmallado con condiciones límites y cargas

* Cosmosâ versión 1.75 de 64000 nodos.

Luego se procede a proporcionarle al programa las propiedades mecánicas de cada material (titanio, dentina, ligamento periodontal, hueso cortical, hueso alveolar) y se determinan las condiciones límites, que son los puntos de apoyo que simulan la continuidad del modelo con las estructuras anatómicas que lo rodean, para de esta manera, poder aplicar las diferentes cargas. (Figura 3)

Finalmente, el programa es capaz de calcular los esfuerzos, deformaciones y desplazamientos producidos por las cargas aplicadas sobre el modelo. (Figuras 4 y 5)

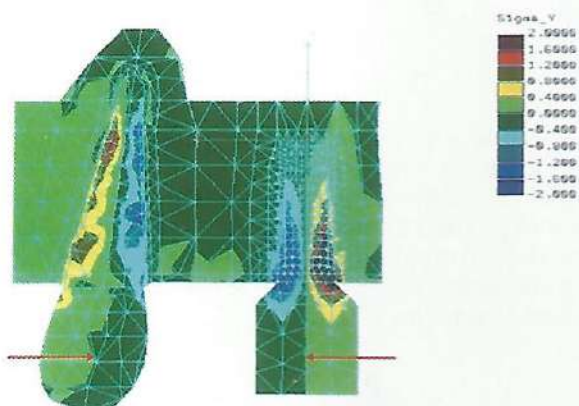


Figura 4: Esfuerzos.

La escala de colores representa la magnitud de los esfuerzos. Los positivos indican tensión y los negativos compresión.

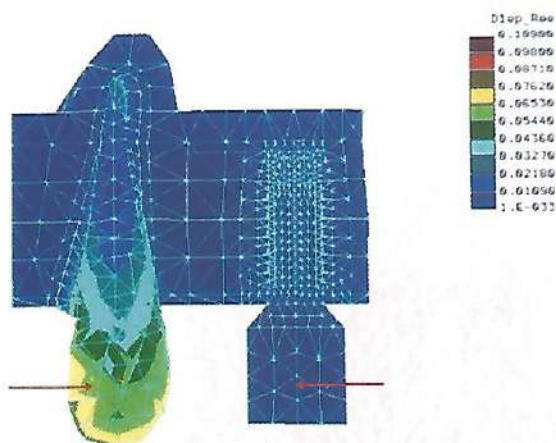


Figura 5: Desplazamientos.

La escala de colores representa la magnitud de los desplazamientos.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

- El MEF es un método de investigación ampliamente reportado en la literatura odontológica desde 1975. Pero sólo en 1991 se pudo comprobar su validez como método científico para realizar estudios en el área odontológica.⁽⁹⁾
- Esta es una forma interesante para desarrollar investigaciones, porque permite utilizar modelos teóricos en lugar de humanos y animales, no es invasivo, y a la vez minimiza la propagación del método ensayo y error en los seres vivos, dadas las implicaciones éticas y económicas que se desprenden de este tipo de metodología.
- Con el MEF es posible realizar estudios en diversas áreas odontológicas, en los siguientes campos:
 - Implantología: Para determinar la distribución de esfuerzos en implantes óseointegrados en diferentes tipos de hueso. (Tipo I, II, III, IV)
 - Ortodoncia: Para comparar el comportamiento de los esfuerzos en los molares superiores cuando se aplican fuerzas que buscan movilizarlos, proporcionadas por diversas biomecánicas, entre las que se encuentran: Tracción extraoral parietal, cervical y occipital, Jasper Jumper y péndulo. Así mismo, servirá para conocer la distribución de esfuerzos en el ligamento periodontal, en el tiempo y durante el movimiento ortodóncico, siempre y cuando se tengan datos precisos sobre su comportamiento viscoelástico.
 - Ortopedia: Para evaluar el comportamiento biomecánico de las estructuras craneofaciales al realizar protracción del maxilar mediante la máscara facial.
- Por último, es importante resaltar que esta metodología de trabajo se puede implementar porque en nuestro medio existen el personal altamente calificado y los recursos técnicos necesarios para desarrollar proyectos de investigación.

BIBLIOGRAFÍA

1. Folleto de descripción del programa de computador Algor. Algor Interactive Systems, Inc. 1990: 1-9.
2. Spyrakos, C.C. Finite Element modeling in Engineering Practice. West Virginia University Press. 1994: 322.
3. 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.

4. Rieger M.R., Mayberry M., Brose M.O. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 671-676.
5. Rieger M.R., Adams W.K., Kinzel G.L. A finite element endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 457-465.
6. Van Rossen I.P., Braak L.H., Putter C., Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 198-205.
7. Meijer G.J., Starmans F.J., De Putter C., Van Blitterswijk. The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. *J Oral Rehab* 1995; 22: 105-111.
8. Takahashi N., Kitagami T., Komori T. Behavior of teeth under various loading conditions with finite element method. *J Oral Rehab* 1980; 7: 453-461.
9. 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.
10. 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.
11. Wilson A.M., Middleton J., McGuinness N. y Jones M. A finite element study of canine retraction with a palatal spring. *British J Orthod* 1991; 18: 211-218.
12. Wilson A.M., Middleton J. The finite element analysis of stress in the periodontal ligament when subject to vertical orthodontic forces. *British J Orthod* 1994; 21: 161-167.
13. Puente M.I., Galbán L., Cobo J.M. Initial stress differences between tipping and torque movements. A three-dimensional finite element analysis. *European J Orthod* 1996; 18: 329-339.
14. Cobo J., Argüelles J., Puente M., Vijande M. Dentoalveolar stress from bodily tooth movement at different levels of bone loss. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996; 110: 256-262.
15. Tanne K., Nagataki T., Inoue Y., Sakuda M., Burstone C.J. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991; 100: 66-71.
16. Rinaldi T.C., Johnson B.E. An analytical evaluation of a new spring design for segmented space closure. *The Angle Orthodontist* 1995; 65: 187-196.
17. Haskell B.S., Spencer W.A., Day Michael. Auxiliary springs in continuous arch treatment: Part 1. An analytical study employing the finite-element method. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; 98: 387-397.
18. McGuinness N., Wilson A.N., Jones M., Middleton J., Robertson N.R. Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament - a finite element study. *The Angle Orthodontist* 1992; 62: 15-22.
19. Bobak V., Christiansen R.L., Hollister S.J., Kohn O.H. Stress-related molar responses to the transpalatal arch: A finite-element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1997; 112: 512-518.
20. Iseri H., Tekkaya E., Öztan Ö., Bilgic. Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. *European J Orthod* 1998; 20: 347-356.
21. Tanne K., Matsubara S., Sakuda M. Location of the center of resistance for the nasomaxillary complex studied in a three-dimensional finite element model. *British J Orthod* 1995; 22: 227-232.
22. Cangialosi T.J., Moss M.L., Mc Alarrey M. E. Nirenblatt B.D., Yuan M. An evaluation of growth changes and treatment effects in Class II, division 1 malocclusion with conventional roentgenographic cephalometry and finite element method analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994; 105: 153-160.
23. Yettram A.L., Wright K. W., Pickard H. M. Finite-element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *J Dent Res.* 1976; 55: 1004-1011.
24. Ho M. H., Lee S., Chen H., Lee Ch. Three dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 367-372.
25. Castaño M. C., Pedroza A., Vásquez M. L. Comparación de esfuerzos tensiles y compresivos entre un modelo de cantilever con implantes y otro con dientes naturales como pilares, mediante el método de elementos finitos. *Revista CES Odontología* 1995; 8: 109-115.
26. Panduric' J., Husnjak M., Guljask K., Kraljevik' J., Z'ivko-Babic' J. The simulation and calculation of the fatigue of the lower complete denture in function by means of the finite element analysis. *J Oral Rehab* 1998; 25: 560-565.
27. Motoyoshi M., Yamamura S., Nakajima A., Yoshizumi A., Umemura Y., Namamura S. Finite element model of facial soft tissue. Deformation following surgical correction. *J. Nihon Univ. Sch Dent* 1992; 34: 111-122.
28. Motoyoshi M., Yoshizumi A., Nakajima A., Namamura S., Kishi M. Finite element model of facial soft tissue. Effects of thickness and stiffness on changes following simulation of orthognathic surgery. *J. Nihon Univ. Sch Dent* 1992; 34: 111-122.
29. Vásquez, M.L., E. Calao, F. Becerra, J. Ossa, C. Enriquez y E. Fresneda. Utilización de un implante oseointegrado como anclaje para la retracción ortodóntica de un canino: Un estudio con elementos finitos, *Rev Fac Odont Univ Ant*, 1999, 10: 42-51