ARTICULO ORIGINAL

COMPARACION DE ESFUERZOS TENSILES Y COMPRESIVOS ENTRE UN MODELO DE CANTILEVER CON IMPLANTES Y OTRO CON DIENTES NATURALES COMO PILARES, MEDIANTE EL METODO DE ELEMENTOS FINITOS*

María Clara Castaño Ibarra, Andrea Pedroza Garcés, Mónica Lena Vásquez Gómez

RESUMEN

Castaño MC, Pedroza A, Vásquez ML. 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. CES Odont 1995; 8:109-115.

Se generó un modelo matemático tridimensional que representaba una prótesis parcial fija de tres unidades con un póntico en cantilever y sus estructuras mandibulares de soporte. Uno de los modelos tenía dientes naturales (primeros premolares) y el otro implantes óseointegrados como pilares, ambos con un póntico posterior en cantilever. Por medio del análisis de elementos finitos se realizaron cálculos de distribución de esfuerzos cuando se le aplicó a los modelos una carga de 26.7 kg de magnitud en nueve diferentes condiciones (dirección y cantidad).- Los resultados mostraron una diferencia importante entre el comportamiento de ambos modelos, la cual se atribuyó a la elasticidad del modelo con dientes naturales debida a la presencia de ligamento periodontal y dentina, mientras que el modelo de implantes era más rigido por la carencia de esos elementos. Por tanto, se puede afirmar que el modelo de dientes naturales es biológicamente más aceptable, mientras que el de implantes lo es mecánicamente.

Palabras claves: Cantilever, Implantes óseointegrados, Oclusión, Elementos finitos.

ABSTRACT

Castaño MC, Pedroza A, Vásquez ML. Comparison of tensile and compresive stresses between a model of cantilever with implants and another one with natural teeth as abutments, by means of the finite element method. CES Odont 1995; 8:109-115

A three-dimensional mathematical model was generated representing a three unit cantilever fixed partial denture and its supporting mandibular structures. Both models had a posterior cantilever pontic with one of them using natural abutment teeth (premolars) while the other one used implants. By means of a finite element analysis, calculations were made for stress distribution under nine different quqntitative and direction conditions when subjected to a 26.7 kg load magnitude.- The results showed that there was an important difference between both models which could be altributed to the elasticity of the natural tooth model, given the presence of periodontal ligament and dentin, in comparison with the rigid structure of the implant model. It was therefore concluded that the natural tooth model was more biologically acceptable while the implant model was more mechanically acceptable.

Key words: Cantilever, Implants, Occlusion, Finite elements.

INTRODUCCION Y REVISION DE LA LITERATURA

El problema de los esfuerzos dentales es muy complicado, debido tanto a la falla de homogeneidad y a la multiplicidad de propiedades de los elementos integrantes, como a la irregularidad en sus contornos. Los métodos convencionales de análisis de esfuerzos no son útiles en problemas de índole tan complicada como éste. Sin embargo, las técnicas computarizadas, como el análisis de elementos finitos, ayudan a resolverlos.

El método de análisis numérico de elementos finitos busca una solución aproximada de ecuaciones complejas, mediante la subdivisión del problema en un número finito de elementos pequeños que están conectados, el uno con el otro, en nodos. Para cada elemento puede describirse su comportamiento mecánico como una función del desplazamiento de los nodos sometidos a ciertas condiciones de carga. El comportamiento del modelo resulta similar al de la estructura que representa.

Después de una amplia revisión de la li-teratura, se encontró que los estudios que en odontología se han realizado con ele-mentos finitos han sido sobre los siguientes temas:

- Esfuerzos generados en diferentes ti-pos de implantes y sus estructuras de so-porte.[1, 2, 3, 4, 5, 6]
- Esfuerzo en sistemas de cantilever en dientes naturales.[7]

*Investigación para optar al título de Odontólogo, CES, Medellín, 1994. 1er premio en el V Encuentro de Investigación Odontológica de la Asociación Colombiana de Facultades de Odontología (ACFO), Bogotá 1994. Asesor clínico: Santiago Barrientos, Profesor Postgrado, CES. Asesores metodológicos: Ing. Juan Diego Jaramillo, Profesor Titular, Universidad EAFIT, Medellín; Ing. Civil Jorge Restrepo, Profesor Titular, Universidad EAFIT, Medellín.

- Esfuerzos generados en dientes naturales y/o restaurados.[8, 9]

- Esfuerzos generados a nivel del ligamento periodontal.[10, 11]

También se encontraron diversos estudios clínicos en los que se analizan, de manera retrospectiva o prospectiva, el éxito o el fracaso del sistema de cantilever en diferentes tipos de pilares -dientes naturales o implantes-.[12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21]

Por lo anterior se puede afirmar que no se han efectuado estudios con pónticos en canitilever que comparen el comportamiento de un modelo relativamente flexible soportado por dientes naturales, con otro rígido soportado por implantes óseointegrados.

Con esta investigación se pretendió comparar los esfuerzos tensiles y compresivos de ambos modelos para extrapolar información útil en la clínica, a pesar de las limitaciones del estudio.

MATERIALES Y METODOS

Se analizaron dos modelos matemáticos tridimensionales de prótesis parcial fija en cantilever, uno con implantes óseointegrados y otro con dientes naturales como pilares.

Para el análisis de esfuerzos se utilizó el programa Cosmos, software basado en FEA (análisis de elementos finitos), al que se le introdujo el perfil de cada uno de los modelos, las condiciones de carga (sitio de aplicación, cantidad, dirección y magnitud de la fuerza) y las caracaterísticas físicas de módulo de Young* y del módulo de Poisson** de cada uno de los elementos integrantes con sus límites adecuados (Tabla 1).

En los modelos se asumieron dimensiones idénticas a las de un primer premolar inferior para los dos pilares y para el póntico en cantilever. Se emplearon elementos tetraédricos de 10 nodos con una dimensión de 1 mm para el ligamento periodontal, 2 mm para dentina y metal y 4 mm para el hueso alveolar. Como se trataba de un modelo tridimensional, la anatomía dental detallada representaba un problema muy complejo y casi imposible de resolver con la tecnología disponible en la actualidad.Por esta razón fue necesario simplificar los detalles morfológicos, pero conservando las proporciones entre las diferentes partes de los modelos.

Tabla 1. Propiedades mecánicas de tejidos dentales, materiales de restauración y titanio

Material	Módulo de Elasticidad (KgF/mm2)	Módulo de Poisson
Dentina	1.200	0.31
Hueso y Trabécula	150	0.3
Ligamento Period.	1	0.45
Titanio	11.000	0.35
Metal colado	9.500	0.33

A cada modelo se le aplicaron 9 condiciones de carga: 3 verticales, 3 horizontales y 3 oblicuas (Tabla 2), con una magnitud de 26.7 kg. Al aplicar las diferentes condiciones de carga el programa presentó los resultados mediante una gama de colores, distribuídos sobre los diferentes elementos integrantes de los modelos. Cada color significaba un nivel de esfuerzo, tensil o compresivo, determinado dentro de una escala numérica establecida y estandarizada.

Para estandarizar el análisis de esfuerzos se realizaron cortes de los modelos en los tres planos del espacio, así: plano Z (mesio-distalmente), plano Y (vista oclusal) a nivel de la unión cemento-amélica y del hueso alveolar y plano X (buco-lingualmente) en la midad de cada uno de los pilares y de los conectores. De esta manera, y proyectando simultáneamente ambos modelos, en la misma condición de carga, tipo de esfuerzo y corte, se llevó a cabo el análisis de esfuerzos compresivos y/o tensiles.

Se estableció una escala numérica para la clasificación de esfuerzos; dicha escala se hizo tomando en cuenta los valores mínimos y máximos de los esfuerzos tensiles y compresivos que se observaron en las diferentes gráficas.

RESULTADOS Y DISCUSION

-CONDICION DE CARGA 1 (Figs. 1a y 1b).

Se encuentra una diferencia importante en la distribución de esfuerzos en el sitio de aplicación de la carga. En los pilares de dientes naturales se observa la formación de áreas compresivas, concéntricas, de mayor magnitud en el metal, que van disminuyendo hacia la dentina. En el cantilever del modelo de dientes naturales y en todos los elementos integrantes del modelo de implantes, se observan áreas compresivas, continuas, de igual magnitud.

Esta diferencia en la distribución de esfuerzos se puede atribuir a las distintas propiedades de los materiales que componen los modelos, lo que coincide con lo afirmado por Skalak en 1983: "La distribución de esfuerzos obedece a la dureza de los materiales empleados.[11,12]

Con respecto a la distribución longitudinal de esfuerzos a través de los pilares se encontró que el pilar distal es el que soporta los mayores esfuerzos compresivos en ambos sistemas.

* Módulo de Young: Elástica de los materiales, relación del esfuerzo-deformación de un material a lo largo de su función elástica.
** Módulo de Poisson: Constante elástica de los materiales, relación entre la deformación axial y lateral.

Tabla 2 - Condiciones de carga

Carga	**1**	Tres fuerzas verticales aplicadas simultáneamente a los tres elementos del modelo a nivel de la fosa central.
Carga	**2**	Dos fuerzas verticales aplicadas simultáneamente a los dos pilares a nivel de la fosa central.
Carga	**3**	Una fuerza vertical aplicada en la fosa central del póntico en cantilever.
Carga	**4**	Tres fuerzas en dirección oblicua aplicadas simultáneamente a los tres elementos del modelo en el tercio medio superior de la cúspide vestibular.
Carga	**5**	Dos fuerzas en dirección oblicua aplicadas simultáneamente a los dos pilares del modelo en la parte media del tercio superior de la cúspide vestibular.
Carga	**6**	Una fuerza en dirección oblicua aplicada en la parte media del tercio superior de la cúspide vestibular del póntico en cantilever.
Carga	**7**	Tres fuerzas de dirección horizontal aplicadas simultáneamente a los tres elementos del modelo a nivel de la parte media del tercio superior de la cúspide vestibular.
Carga	**8**	Dos fuerzas de dirección horizontal aplicadas simultáneamente a los dos pilares del modelo a nivel de la parte media del tercio superior de la cúspide vestibular.
Carga	**9**	Una fuerza de dirección horizontal aplicada a nivel de la parte media del tercio superior de la cúspide vestibular del póntico en cantilever.

-CONDICIONES DE CARGA 2 y 5 (Figs. 2a, 2b, 3a, 3b).

Al aplicar cargas solamente a los pilares se observa que el comportamiento es idéntico en cada uno de los modelos. En la condición de carga 2 se observan solamente esfuerzos compresivos. En el modelo de implantes la distribución es longitudinal a través de los pilares y en el modelo de dientes naturales los esfuerzos se concentran en el sitio de aplicación de la carga y en el ápice. Esto se debe a la naturaleza elástica dada por la dentina y el ligamento periodontal en los dientes naturales y por la naturaleza rígida de los implantes. Con respecto a la distribución de esfuerzos verticales, Clelland y col.[5] afirman que la longitud completa del implante genera esfuerzos compresivos que disminuyen desde oclusal hacia apical.

En las condiciones de carga 5 y 8 se observa igual comportamiento en ambos pilares y se aprecian esfuerzos traccionales en bucal y compresivos en lingual.

-CONDICION DE CARGA 3 (Figs. 4a, 4b).

En esta condición se produce el hallazgo más importante de la investigación. En el sistema de dientes naturales se observa, en cada uno de los pilares, compresión en distal y tracción en mesial. Es mayor la compresión en el pilar distal y la tracción en el pilar mesial. En el sistema de implantes, el pilar distal sólo muestra esfuerzos compresivos y el pilar mesial únicamente esfuerzos tensiles.

Este comportamiento se puede interpretar como si el modelo de implantes respondiera a esta carga actuando como una sola unidad, mientras que en el modelo de dientes naturales cada pilar funciona como una unidad independiente.

Estos hallazgos coinciden con lo afirmado por Awadalla y col[7a]: "El pilar distal está sometido principalmente a esfuerzos compresivos, mientras el mesial, a esfuerzos tensiles". Además, Lindquist y col [13] afirman que el distal funciona como fulcro y está sometido a compresión, mientras que el mesial lo está a tensión.

CONDICIONES DE CARGA 4 y 7 (Figs. 5a, 5b, 6a, 6b).

Al aplicar cargas excéntricas (oblicuas y horizontales) se observa un patrón similar de distribución de esfuerzos, tanto en el sistema de implantes como en el de dientes naturales y se registra tracción en bucal y compresión en lingual. Sin embargo, es necesario aclarar que el pilar mesial estuvo sometido siempre a esfuerzos mayores en ambos sistemas.

Con respecto a los esfuerzos generados en la cresta ósea en estas condiciones de carga, se puede decir que éstos son un reflejo de lo que ocurre en la raíz o implante a ese nivel: habrá tracción en bucal y compresión en lingual. En toda la superficie ósea se apreciaron las mayores concentraciones de esfuerzos, lo cual se puede explicar con lo que afirman Yetram y col.,[8] quienes dicen que la mayor concentración de esfuerzos se presenta en la unión cemento-amélica.

-CONECTORES

La distribución de esfuerzos a este nivel ocurrió de acuerdo con la dirección en que se aplicaba la carga: los esfuerzos tensiles estaban en bucal y los compresivos en lingual. En el modelo de dientes naturales se observa que la distribución de esfuerzos es más irregular y de mayor magnitud en el conector mesial, mientras que en el modelo de implantes el conector que presenta esfuerzos de mayor magnitud es el distal. Esto concuerda con lo afirmado por El Ebrashi y col[22] y Glantz y col,[16] para quienes los co-

nectores son los componentes más débiles de todo el sistema. Además, Randow y col.[19] afirman que el conector mesial sufre más en dientes naturales.

CONCLUSIONES

* La distribución de los esfuerzos, a partir del sitio de aplicación de la carga, depende de las propiedades físicas (módulo de Young, módulo de Poisson) de los materiales.

* Los conectores se comportan como los componentes más débiles de la estructura metálica.

* Al aplicar fuerzas verticales a los pilares, sin cargar el cantilever, tanto los implantes como los dientes naturales reciben esfuerzos compresivos de diferente distribución: son de naturaleza longitudinal y continua en los implantes y concentrados en oclusal y apical en los dientes naturales. Esto debido a la presencia de ligamento peridontal y al módulo de elasticidad de las estructuras constituyentes de cada pilar.

* Las fuerzas más deletéreas para ambos sistemas son las horizontales, que actúan como cargas de naturaleza parafuncional, lo cual incrementa el daño de los dientes y de las estructuras de soporte.

* Al aplicar fuerzas verticales el pilar que está sometido a más esfuerzos, o que tendrá mayor posiblidad de presentar fallas técnicas es el distal, por estar actuando como fulcro de la estructura. En cambio, si se somente el mismo sistema a condiciones de tipo oblicuo, el pilar que tendrá que soportar la mayor parte de los esfuerzos por el gran brazo de palanca generado sería el mesial; y por consiguiente, el que tendría más posibilidades de presentar fallas.

* La ausencia de ligamento periodontal en los implantes hace que los esfuerzos en este sistema sean de mayor magnitud, ya que no están provistos de la protección mecanorreceptora proporcionada por éste.

* La transmisión de esfuerzos en el hueso fue mayor en la región crestal y el comportamiento de las tracciones y compresiones reflejó lo ocurrido en la raíz a este nivel y fueron, por tanto, mayores en los implantes que en los dientes naturales. Esto se debe a la transmisión directa de los esfuerzos entre el titanio y el hueso.

* Ante un sistema de carga oblicua u horizontal, el pilar que soporta la mayor cantidad de los esfuerzos es el mesial, gracias al brazo de palanca y a la tendencia rotacional del modelo. Este último aspecto es más evidente en el sistema de dientes naturales, gracias a la presencia del ligamento periodontal.

* Mecánicamente es más efectivo el modelo de implantes cuando está sometido a cargas aplicadas en sentido vertical simultáneamente sobre todo el sistema, porque aunque la magnitud de los esfuerzos producidos es menor en el modelo de dientes (tienen un área intraósea mayor en la cual distribuirse), el esfuerzo que debe soportar cada raíz es el doble que el que recae sobre cada porción intraósea del implante.

SUGERENCIAS PARA ESTUDIOS FUTUROS

* Los conectores no deben ser colocados en lugares donde estén sometidos a altos esfuerzos, lo que en dientes naturales ocurre generalmente en mesial del pilar más distal, y en implantes, distal al pilar más distal. Así mismo, deben tener un diseño adecuado en forma de "U" más que en forma de "V",[23] y del máximo tamaño permisible; sin invadir los nichos.[24] Además, es importante enfatizar lo que implica clínicamente la presencia de un cantilever en el diseño de una prótesis parcial fija, puesto que el comportamiento biomecánico del sistema a este nivel se altera completamente al recibir esfuerzos sobre aquella estructura sin soporte.

* El póntico en cantilever debe construirse y diseñarse en infraoclusión para reducir el riesgo de esfuerzo y fatiga,[25] dado que cuando se aplicaron fuerzas sobre los pilares y el póntico simultáneamente, se produjo una distribución más favorable de los esfuerzos a través de la raíz o implante.

* Un factor fundamental para el éxito de los implantes radica en la correcta elección de la porción intraepitelial, ya que al estar sometido el cantilever a fuerzas en dirección oblicua u horizontal, y gracias a la diferencia en diámetro entre esta porción y la restaurada, a medida que aumenta su longitud aumentará el brazo de palanca. Esto producirá grandes concentraciones de esfuerzos, lo que se traducirá en fallas a nivel del tornillo que sujeta la porción intraepitelial del implante. Esta falla en la zona más frágil del implante sería un daño casi irreversible que podría significar la pérdida de éste.

* Al aumentar el diámetro de la porción intraósea del implante, se aumenta el área en la cual se distribuyen los esfuerzos y disminuyen, por lo tanto, la magnitud de éstos y los efectos adversos a las estructuras de soporte adyacentes.

* Se debe seleccionar el diámetro del implante de acuerdo con el diámetro o tamaño de la corona para evitar efectos adversos.

BIBLIOGRAFIA

1. Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA. Bone stress distribution for three endosseous implants. J Prosth Dent 1989; 61: 223-228.
2. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosth Dent 1990; 63: 671-676.
3. Van Rossen IP, Braak LH, de Putter C, de Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. J Prosth Dent 1990; 64:198-205.

4. El Charkawi HG, El Wakad MT, Naser ME. Modification of osseointegrated implants for distal-extension prosthesis. J Prosth Dent 1990; 64: 469-472.
5. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. Int J Oral & Maxilofac Imp 1991; 6: 391-398.
6. Meijer HJA, Kuiper JH, Stamans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. J Prosth Dent 1992; 68: 96-102.
7. Algor Interactive Systems, Inc. Folleto de descripción del programa de computador Algor. 1-9, Mayo 1990.
7a. Awedalla HA, Azarbal M, Ismeil YH, Ilibiari W. Three-dimensional finite element stress analysis of a cantilever fixed partial denture. J Prosth Dent. 1992; 68: 243-248.
8. Yetram A., Wright KWJ, Pickard HM. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. J Dent Res. 1976; 55: 1004-1011.
9. Rubin C, Krishnamurthy E, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. J Dent Res 1983; 62: 82-86.
10. Takahashi N, Kitagami T, Komori T. Behavior of teeth under various loading conditions with finite method. J Oral Rehabil 1980; 7: 453-461.
11. Atmaram G.H. y Mohammed H: Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considening fibrous PDL structure. J.Dent Res 1981; 60: 873-877.
12. Skalak R. Biomechanical considerations in osseoitegrated prosthesis. J Prosth Dent 1983; 49: 843-848.
13. Lindquist LW, Rockler B, Carisson GE. Bone resorption around fixture in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prosthesis. J Prosth Dent 1988; 59: 59-63.
14. Naert I, Quirynen M, Van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part I: Prosthtetic aspect. J Prosth Dent. 1992; 68: 949-956.
15. Ewing JE. Re-evaluation of the cantilever principle. J Prosth Dent 1957; 7: 78-92.
16. Glantz P, Nyman S. Technical and biophysical aspects of fixed partial dentures for patients with reduced periodontal support. J Prosth Dent 1970; 47: 47-51.
17. Wright KWJ, Mrch MI, Yettram AL. Relative force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. J Prosth Dent 1982; 42: 411-413.
18. Randow K, Glantz P. On cantilever loading of vital and non-vital teeth. Acta Odont Scand 1979; 44: 271-277.
19. Randow K, Glantz P, Zoger B. Technical failures and some related clinical complications in extensive fixed prosthodontics. Acta Odont Scand 1986 44.
20. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981; 10:387-416.
21. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JCG, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prosthesis related to cantilever lengths. J Prosth Dent 1994; 71: 23-26.
22. El-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. Part VII: Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. J. Prosth Dent 1970; 23:177.
23. Wright W. Success with the cantilever fixed partial denture. J Prosth Dent 1986; 55: 537-539.
24. Hochman N, Ginio I, Ehrlich J. The cantilever fixed partial denture: A 10-year follow-up. J Prosth Dent 1987; 58: 542-545.
25. Lundgren D, Falk H, Laurell L. The influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant-supported fixed prosthesis oclcuding with complete dentures. Int J Maxillofac Implants 1989; 4: 277-283, 1989.

Dirección para correspondencia:
Andrea Pedroza G.
Carrera 37ANo. 15A-69, Apto.601
Medellín, Colombia

Las figuras correspondientes a este artículo se encuentran en las páginas 114 y 115.

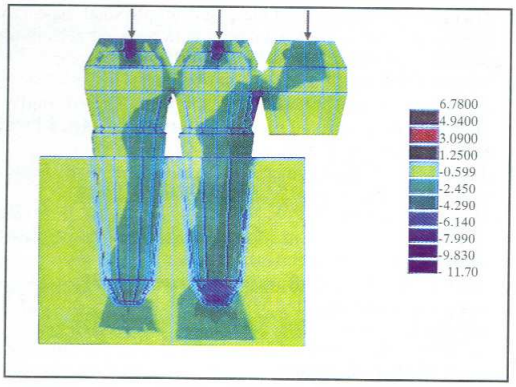

FIG.1a. Carga 1. Plano Z. Esfuerzos en Y (dientes)

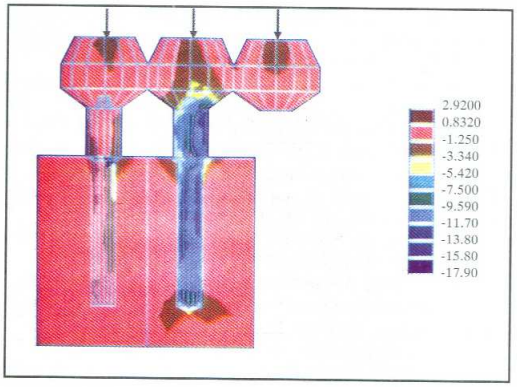

FIG.1b. Carga 1. Plano Z. Esfuerzos en Y (implantes)

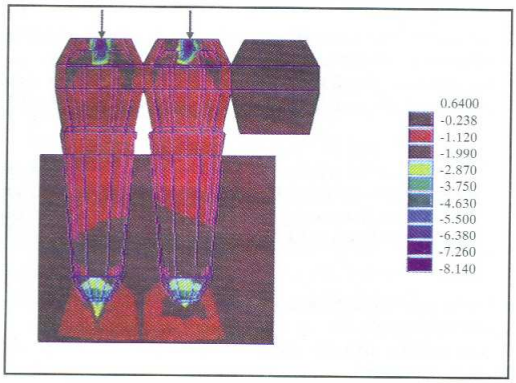

FIG.2a. Carga 2. Plano Z. Esfuerzos en Y (dientes)

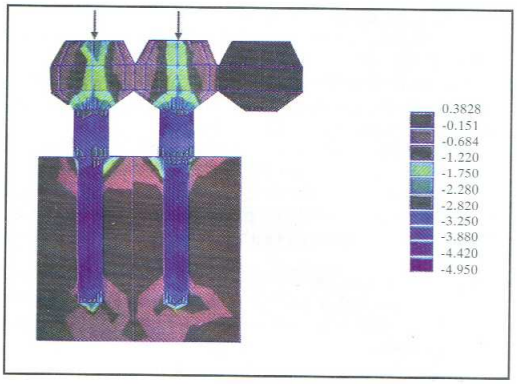

FIG.2b. Carga 2. Plano Z. Esfuerzos en Y (implantes)

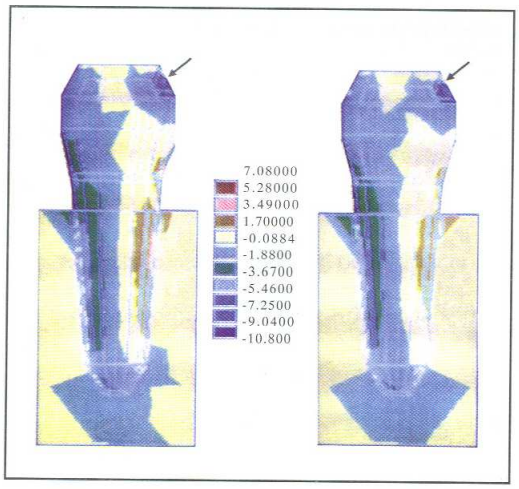

FIG.3a. Carga 5. Plano Z. Esfuerzos en Y (pilares-dientes)

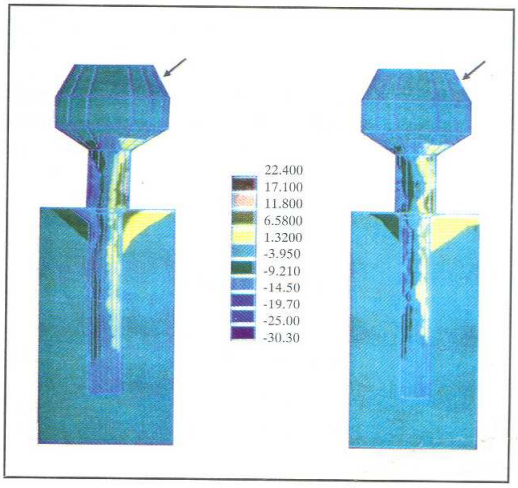

FIG.3b. Carga 5. Plano Z. Esfuerzos en Y (pilares-implantes)

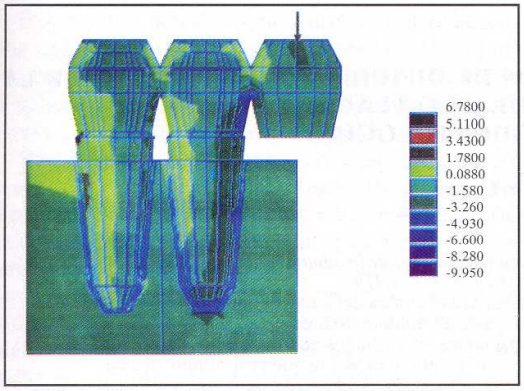

FIG.4a. Carga 3. Plano Z. Esfuerzos en Y (dientes)

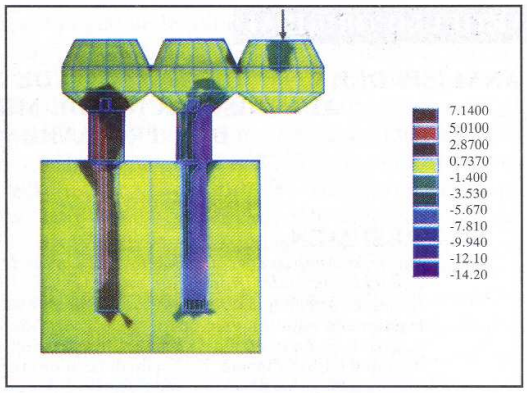

FIG.4b. Carga 3. Plano Z. Esfuerzos en Y (implantes)

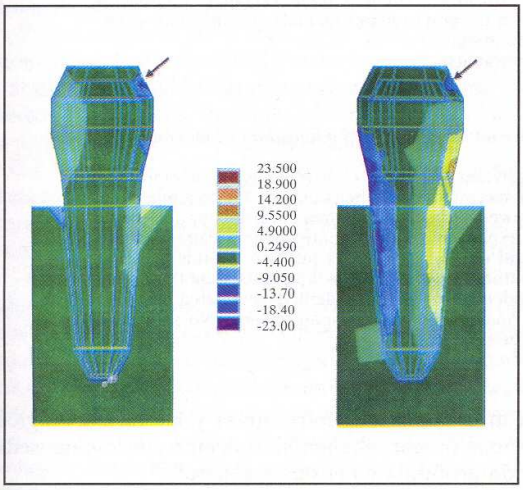

FIG.5a. Carga 4. Plano Z. Esfuerzos en Y (pilares-dientes)

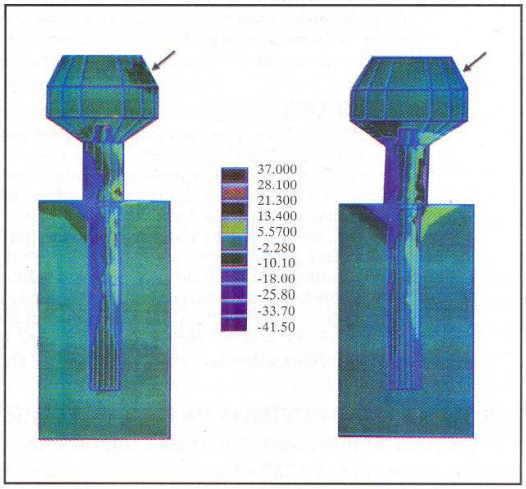

FIG.5b. Carga 4. Plano Z. Esfuerzos en Y (pilares-implantes)

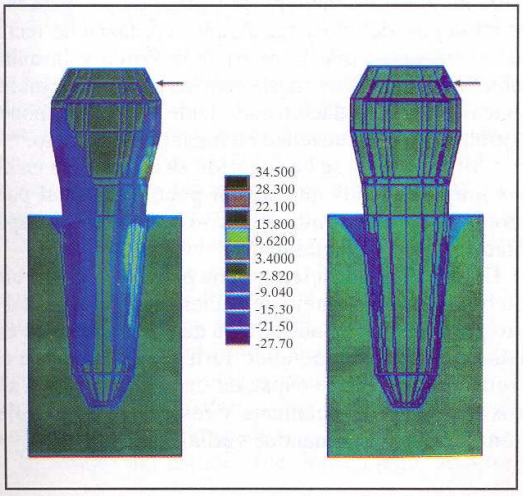

FIG.6a. Carga 7. Plano Z. Esfuerzos en Y (pilares-dientes)

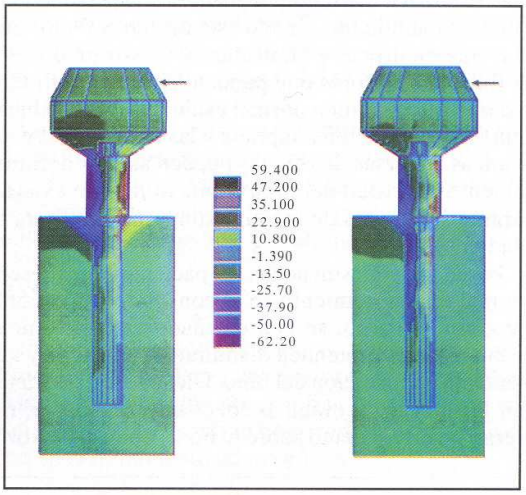

FIG.6b. Carga 7. Plano Z. Esfuerzos en Y (pilares-implantes)