

PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE METÁLICA

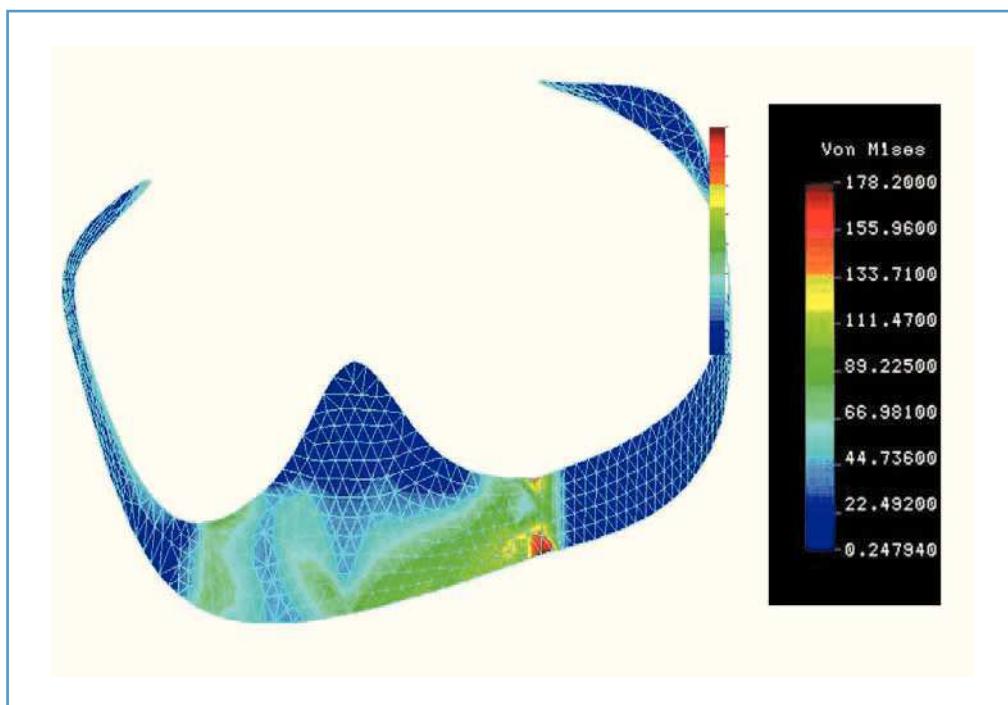
[Resumen]

El estudio se encarga de analizar la distribución de las tensiones en los retenedores de prótesis coladas sobre el modelo. El cálculo de las tensiones de trabajo se realiza de modo numérico con ayuda del método de los elementos finitos. El carácter general de este método permite un análisis de la acción de la temperatura sobre las tensiones de los retenedores. Los resultados demuestran que las concentraciones de tensión aparecen en los brazos de los retenedores y que la distribución depende del tipo de carga. Las fluctuaciones de temperatura influyen considerablemente en la distribución de las tensiones de trabajo y no pueden dejarse de lado en el análisis de las tensiones.

Palabras clave

Distribución de las tensiones.
Prótesis coladas sobre el modelo.
Elementos finitos.

(Quintessenz Zahntech.
2006;32(4):372-81)



Análisis de la tensión de los retenedores de prótesis coladas sobre el modelo mediante el método de los elementos finitos

Liliana Sandu, Nicolae Faur y Cristina Borțun

Introducción

Los retenedores son los elementos de anclaje y de soporte más caros de las prótesis coladas sobre el modelo. Aunque técnicamente representan construcciones relativamente sencillas, en su elección y conformación deben tenerse en cuenta aspectos estático-dinámicos y aspectos relativos a la función masticatoria.

Las fuerzas de masticación que actúan sobre las prótesis parciales se toman de los retenedores y se transfieren a los dientes de anclaje. Por ello, estos elementos gráciles de anclaje tienen una importancia especial. Las tensiones que aparecen en los retenedores no deben deformarlos o doblarlos de ningún modo¹⁻⁴. Por tanto, es importante calcular previamente las fuerzas que actúan y tenerlas en cuenta durante la construcción; este cálculo no siempre es fácil y en el trabajo práctico no siempre son calculables.

Además de los procesos resolutivos analíticos clásicos, existen algunos procesos numéricos, a partir de los cuales se ha desarrollado y extendido sobre todo el método de los elementos finitos⁵.

INVESTIGACIÓN

PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE METÁLICA

El método de los elementos finitos es un proceso de cálculo matemático y actualmente es el método numérico más popular. Permite hacer cálculos (simulaciones) de fuerzas biomecánicas, de la resistencia del material y de la transferencia térmica. La claridad y las espectaculares posibilidades de adaptación de este método han ampliado el círculo de expertos que participan en la aplicación de este programa. Entre ellos también se cuentan los odontólogos^{6,7}.

La cavidad bucal se expone cada día, además de las fuerzas funcionales^{3,8,9}, a varios gradientes de temperatura diferentes que por ejemplo desprenden alimentos y bebidas¹⁰⁻¹³. Esta influencia de la temperatura genera tensiones en las prótesis parciales, que por lo general no se tienen en cuenta en los análisis^{14,15}.

Para un modelo real, se elabora un modelo de cálculo con elementos cuyo comportamiento y propiedades mecánicas se conozcan exacta o aproximadamente.

Los elementos están unidos entre sí sólo en puntos individuales (nodos). A partir de los desplazamientos de los nodos se pueden calcular las fuerzas y tensiones internas. A partir de las fuerzas nodulares se calcula automáticamente la tensión interna según una ley adecuada.

El objetivo del estudio era analizar los elementos constructivos esenciales de una prótesis parcial. Los cálculos de los problemas biomecánicos de la resistencia del material y de la transferencia térmica se realizaron con ayuda del método de los elementos finitos. Para ello se tomaron varios casos de posibles cargas de los retenedores. En primer lugar se analizaron las tensiones de trabajo que aparecían durante la función. A continuación se tomó la temperatura como única carga y finalmente se examinaron ambos casos de carga, es decir, la fuerza de carga y la influencia de la temperatura.

Los retenedores colados son elementos de construcción adecuados para sujetar una prótesis parcial a la dentadura residual. Están fuertemente unidos con el cuerpo de la prótesis y hoy en día se cuelan casi exclusivamente con aleaciones de CrCo junto con la base de la prótesis. Puesto que la geometría de las prótesis parciales es muy compleja, los retenedores deben analizarse por separado.

Como patrón para la fabricación de un modelo tridimensional se utilizaron retenedores reales. Para la posterior descripción se optó por un retenedor de uso habitual en la consulta, a saber, un retenedor anular, un retenedor de Akers o un retenedor en E. El retenedor anular es un retenedor de doble brazo con un apoyo próximo a la silla y una retención alejada de la silla (fig. 1).

El análisis con el método de los elementos finitos se efectuó con el programa COSMOS/M, versión 2.5 (Structural Research and Analysis Corporation, Concord, EE.UU.). Incluye varios módulos de solución, si bien sólo se utilizan dos: estática y campo térmico.

Para recopilar los datos geométricos se empleó el método más sencillo: medir las coordenadas tridimensionales de varios puntos de la superficie de los retenedores. Para aproximar la geometría a la realidad, se intentó medir varios puntos al mismo tiempo. Para el modelo de cálculo fueron necesarios los siguientes datos: coordenadas de los nodos, tipo de elemento, propiedades de los materiales, propiedades de los elementos

[Presentación del problema](#)

[Métodos y materiales](#)



Fig. 1. Retenedor de Akers.

PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE METÁLICA

(grosor), condiciones límite (cargas, soportes). La entrada del modelo de cálculo se llevó a cabo de manera numérica. Se emplearon elementos de 3 superficies (Shell 3). Puesto que el grosor de los retenedores no es constante, éste se midió con precisión y se registró como propiedad del elemento.

Las propiedades materiales de la aleación de CrCo (Wironium extrahart, Bego GmbH, Bremen, Alemania), según las indicaciones del fabricante, son las siguientes:

- Resistencia a la tracción (R_m): 1.000 MPa;
- Límite de elasticidad ($R_{p0,2}$): 700 MPa;
- Módulo de elasticidad (E): $2,2 \times 10^5$ MPa;
- Coeficiente de contracción transversal (v): 0,33.

La estructura del retenedor se dividió en 1.017 elementos y 607 nodos. Los retenedores están expuestos a fuerzas considerables en la función. Estas cargas tienen una media de 30 N en caso de una función normal. Como cargas para el análisis se utilizaron fuerzas verticales de 20 a 35 N que actuaban uniformemente sobre toda la superficie del retenedor. El retenedor se apoyó en la silla a través de un hombro.

A continuación se calcularon las tensiones de temperatura en el retenedor. Para el análisis de temperatura se recurrió al módulo de solución para el campo térmico del programa COSMOS/M versión 2.5 (Structural Research and Analysis Corporation).

El programa está en posición de calcular la distribución de la temperatura en la simulación de varias influencias térmicas que actúan sobre la construcción al consumir bebidas. Así, se han medido las siguientes fluctuaciones de temperatura dentro del retenedor: en el caso de bebidas frías se observó una fluctuación de 37 °C a 0 °C y en el caso de bebidas calientes, de 37 °C a 60 °C. El coeficiente de dilatación térmica para una aleación de CrCo es de $14,3 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ y la termoconductibilidad es de 15 J/smK.

En realidad, las tensiones de temperatura se superponen a las tensiones de trabajo en el consumo de alimentos. Estas tensiones generan tensiones globales en las prótesis parciales, que no se tienen en cuenta a pesar de su relevancia general en la planificación de la construcción.

En el siguiente estudio se calculó también la distribución de la carga en esta compleja situación y se utilizó una fuerza vertical de 20 N. Los gradientes de temperatura se tomaron de los casos anteriores.

Resultados

El programa permite calcular las tensiones generales relevantes. Para representar la distribución de las tensiones se usaron colores diferentes para los intervalos de tensión tal como se ilustra claramente en las figuras. Todas las tensiones se introdujeron en la unidad MPa. En las figuras 2 a 5 se han representado las distribuciones de las tensiones principales con cargas de 20, 25, 30 y 35 N.

Las figuras muestran que la concentración de las tensiones en el brazo de retención no siempre permanece igual. En el caso de cargas más pequeñas, las tensiones se distribuyen prácticamente por todo el brazo, mientras que en el caso de fuerzas mayores se concentran cerca del hombro del retenedor (fig. 6).

INVESTIGACIÓN PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE METÁLICA

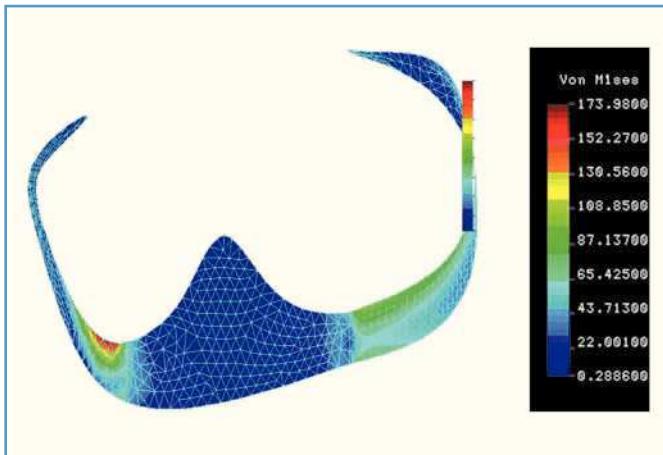


Fig. 2. Distribución de la tensión principal de von Mises en el retenedor de Akers a una carga de 20 N.

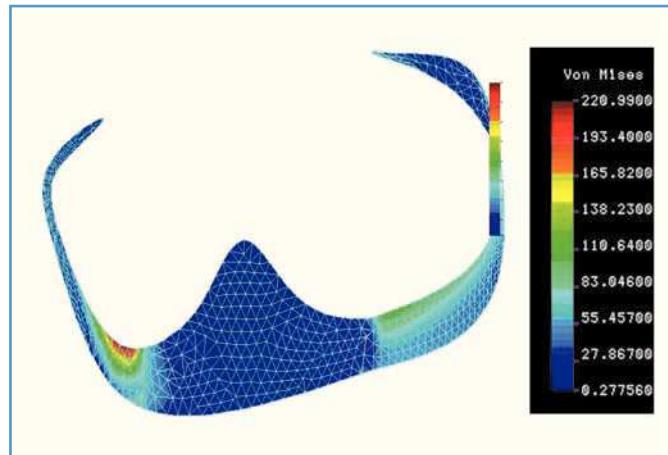


Fig. 3. Distribución de la tensión principal de von Mises en el retenedor de Akers a una carga de 25 N.

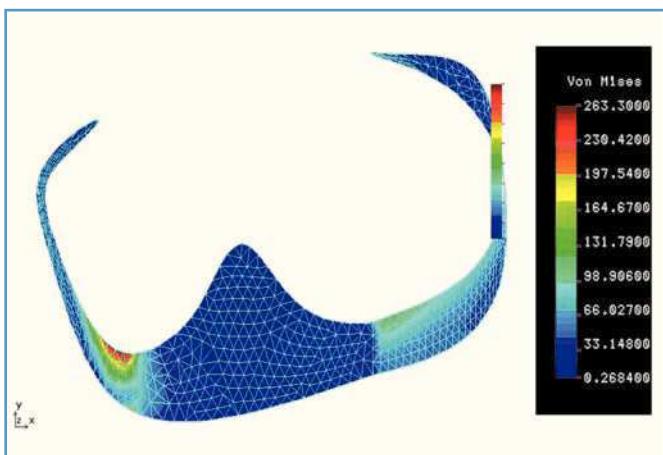


Fig. 4. Distribución de la tensión principal de von Mises en el retenedor de Akers a una carga de 30 N.

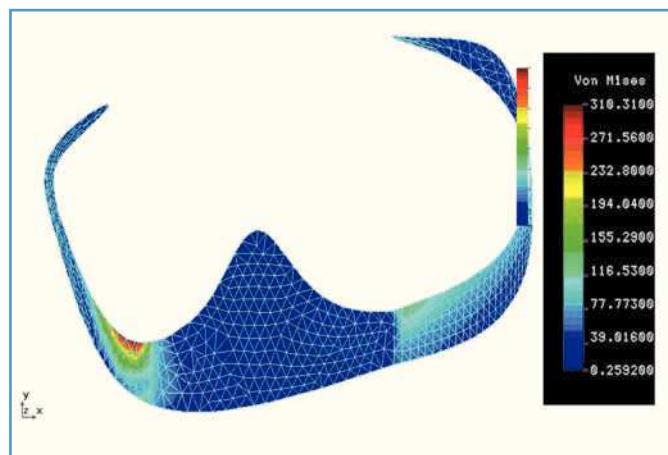


Fig. 5. Distribución de la tensión principal de von Mises en el retenedor de Akers a una carga de 35 N.

En el brazo de guía del retenedor, la concentración de la tensión permanece igual, sólo que los valores de tensión aumentan en proporción a la carga (fig. 7).

En la tabla 1 se presentan las tensiones principales para el retenedor de Akers en los cuatro casos probados para tensiones de trabajo de 20, 25, 30 y 35 N.

Los valores de tensión muy elevados que aparecen en los brazos del retenedor resultan inocuos puesto que se mantienen por debajo de la resistencia a la tracción de la aleación (700 MPa).

Las figuras 8 y 9 muestran la distribución de la temperatura que aparece por acción de bebidas frías (0 °C) o cálidas (60 °C). Las temperaturas se han representado con distintos colores. La temperatura más alta es siempre roja y la más baja, azul.

Tabla 1. Tensiones principales máximas según von Mises en el retenedor de Akers

Caso de carga	Carga (N)	Tensión principal máxima de von Mises (MPa)
1	20	174
2	25	221
3	30	263
4	35	310

INVESTIGACIÓN PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE METÁLICA

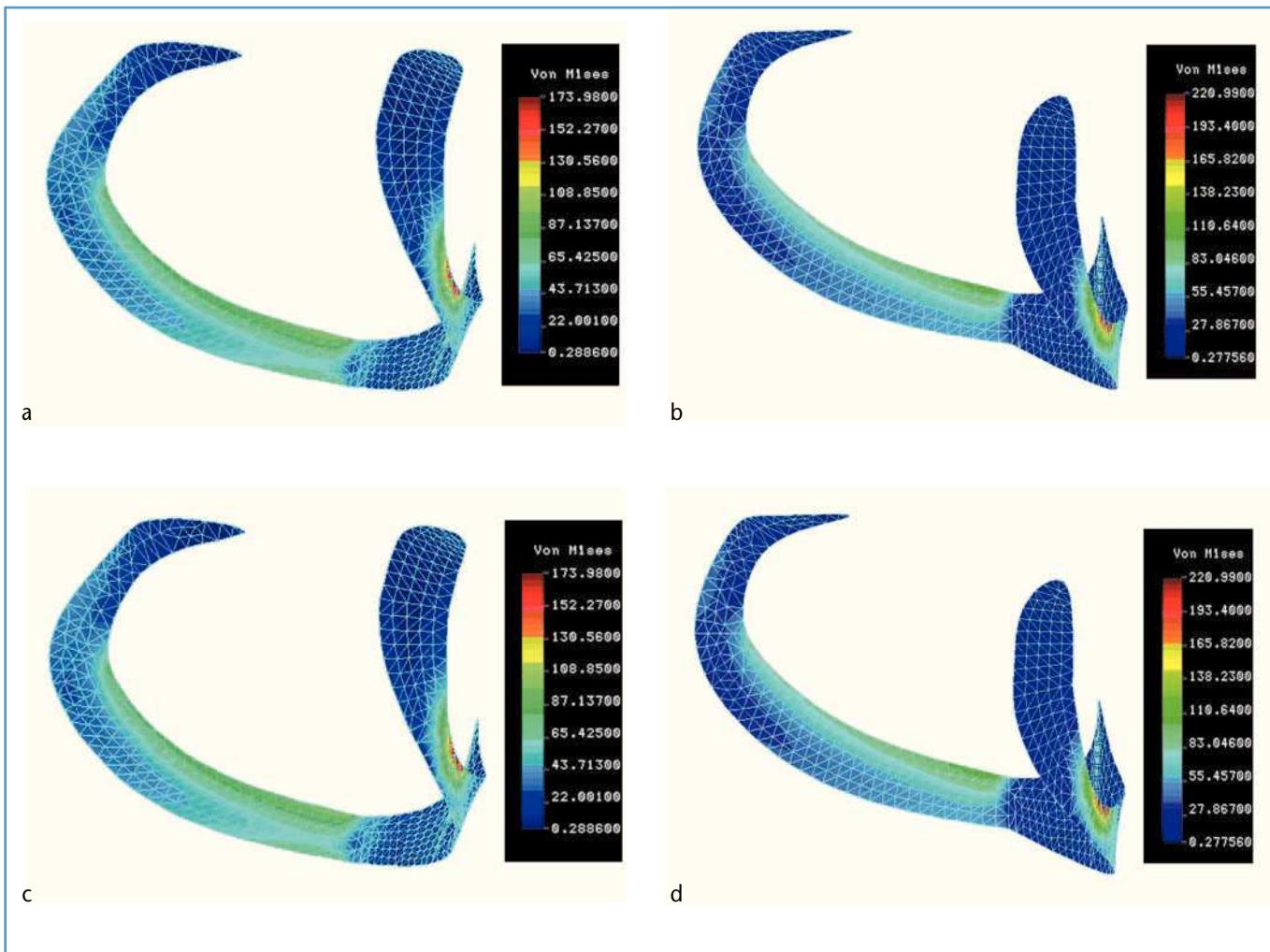


Fig. 6. Distribución de la tensión principal de von Mises en el brazo de retención a una carga de a: 20 N, b: 25 N, c: 30 N y d: 35 N.

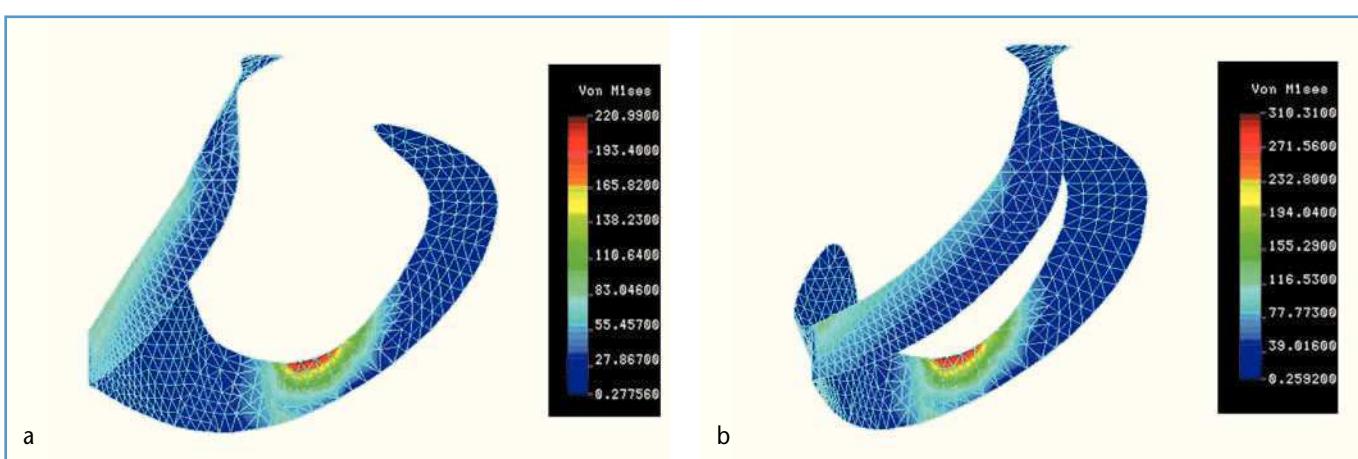


Fig. 7. Distribución de la tensión principal de von Mises en el brazo de guía a una carga de a: 25 N y b: 35 N.

INVESTIGACIÓN PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE METÁLICA

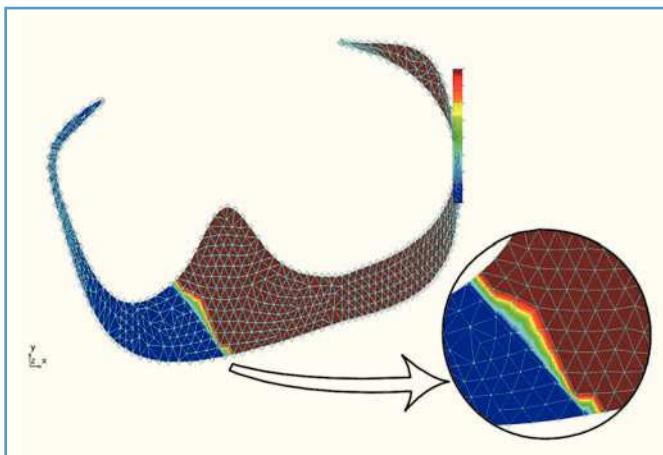


Fig. 8. Distribución de la temperatura bajo la acción de bebidas frías (0 °C).

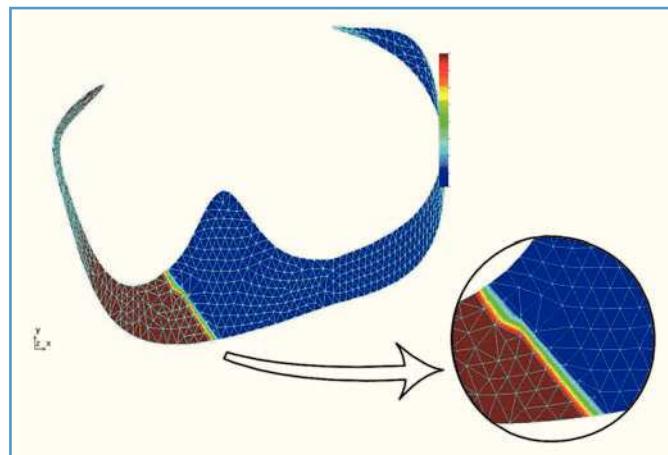


Fig. 9. Distribución de la temperatura bajo la acción de bebidas calientes (60 °C).

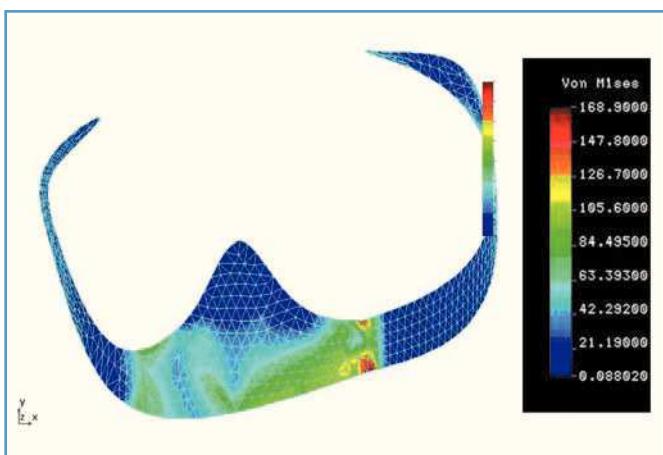


Fig. 10. Distribución de la tensión principal de von Mises bajo la acción de bebidas frías (0 °C).

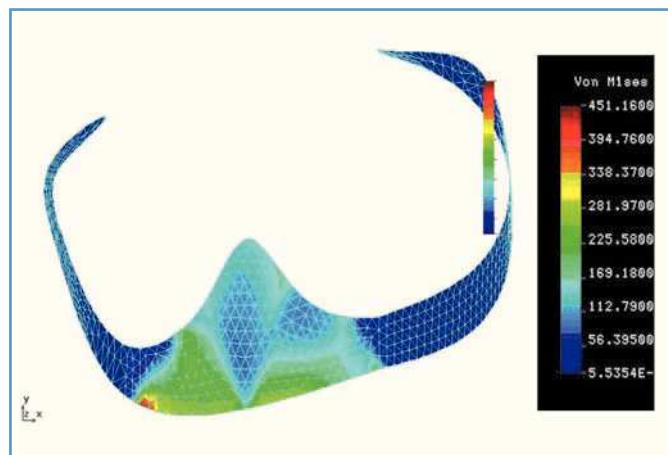


Fig. 11. Distribución de la tensión principal de von Mises bajo la acción de bebidas calientes (60 °C).

Estas distribuciones de la temperatura se utilizan además como cargas para calcular las tensiones de temperatura. El programa informático permite en este caso representar la distribución de las tensiones con distintos colores. Las figuras 10 y 11 muestran la distribución de las tensiones provocadas por estímulos calientes y fríos. La tensión principal máxima que puede provocar una bebida fría (0 °C) asciende a 169 MPa. Ésta se presenta en la región del hombro del retenedor, junto a la unión con los brazos del mismo. En el brazo inferior también aparecen tensiones más pequeñas. Las bebidas calientes (60 °C) provocan grandes tensiones dentro del hombro del retenedor y en el apoyo. No obstante, la tensión principal máxima es sustancialmente mayor que en el caso de bebidas frías y asciende a 451 MPa.

En las figuras 12 a 15 se ilustran los resultados de la distribución de las cargas en una situación compleja: en la superposición de tensiones de temperatura y tensiones de trabajo que se dan al consumir alimentos fríos o calientes.

PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE METÁLICA

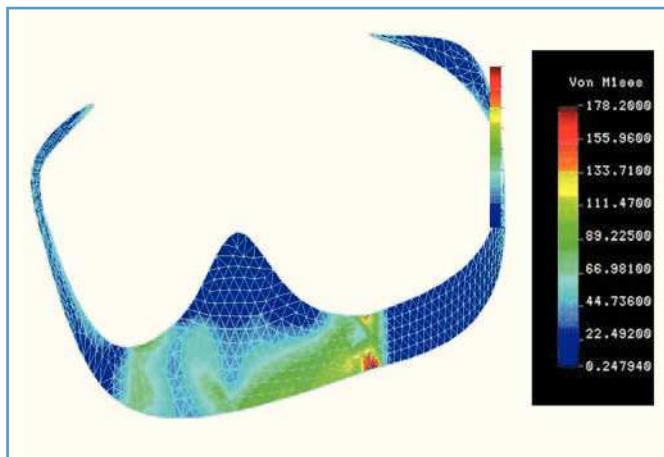


Fig. 12. Distribución de la tensión principal de von Mises provocada por la fuerza de carga (20 N) y la temperatura (0 °C).

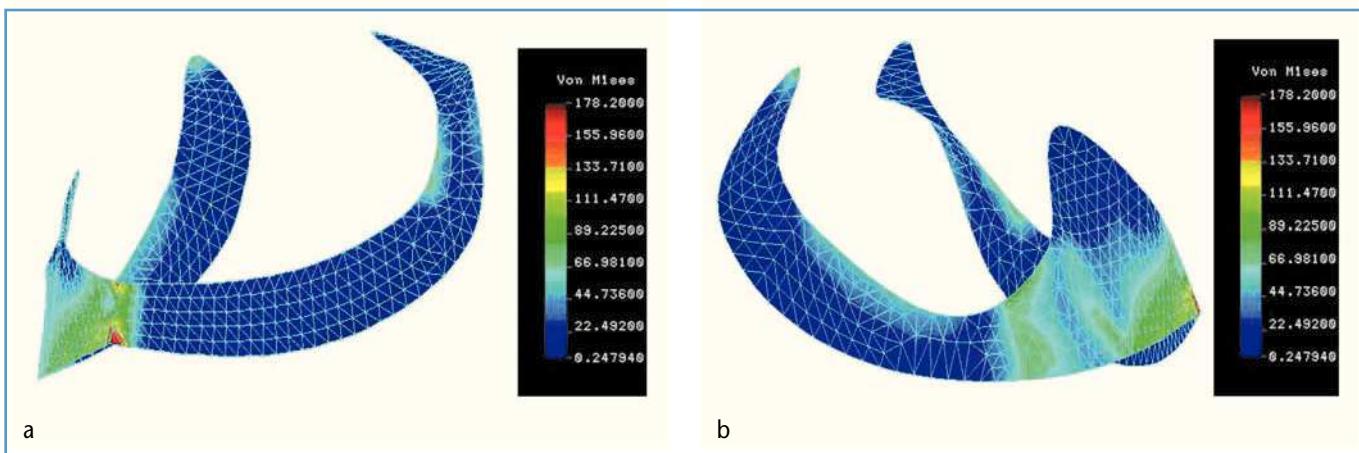


Fig. 13. Representación de la distribución de la tensión principal en los brazos de retención; a una fuerza de carga de 20 N y una temperatura de 0 °C; a: en el brazo de retención; b: en el brazo de guía.

Al consumir alimentos fríos, la tensión principal máxima no se ve demasiado influida por la acumulación de carga (178 MPa frente a 174 MPa y 169 MPa). En cambio, los alimentos calientes reducen las tensiones principales máximas en oposición a las bebidas calientes (de 451 MPa a 397 MPa). Las fuerzas de trabajo tienen un efecto beneficioso en este caso.

Con la combinación de las cargas se modifica la distribución de las tensiones. También nacen tensiones en los brazos del retenedor, aunque la tensión principal máxima se mantiene en la misma región: en la unión del hombro con el brazo de retención.

El análisis de los resultados demuestra que en la superposición de las cargas de temperatura y fuerza no se añaden las tensiones de trabajo sino que aparecen nuevas distribuciones. Es decir, las fluctuaciones de temperatura tienen una influencia importante sobre la distribución de las tensiones de carga y por ello no pueden dejarse de lado en el análisis y la planificación.

INVESTIGACIÓN PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE METÁLICA

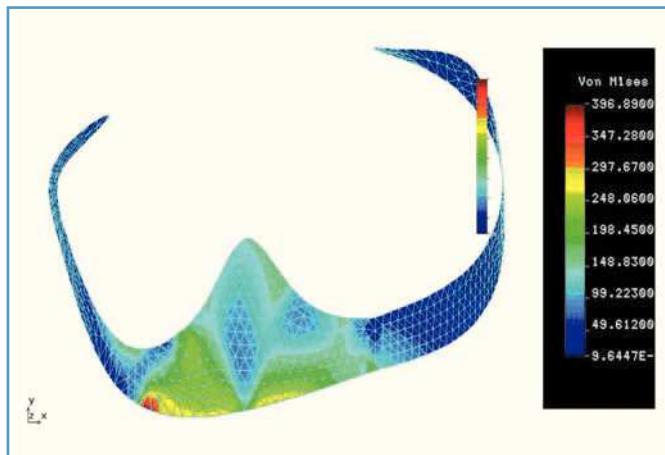


Fig. 14. Distribución de la tensión principal de von Mises provocada por la fuerza de carga (20 N) y la temperatura (60 °C).

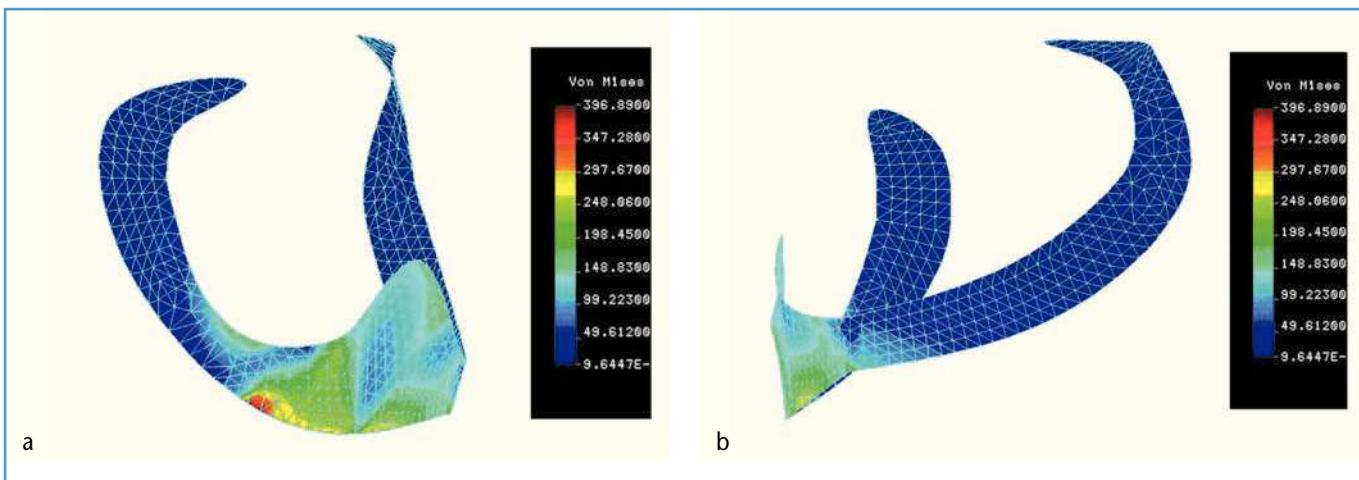


Fig. 15. Representación de la distribución de la tensión principal en los brazos de retención a una fuerza de carga de 20 N y una temperatura de 60 °C; a: en el brazo de guía; b: en el brazo de retención.

El método de los elementos finitos es un procedimiento aceptado para valorar los problemas científicos y técnicos con ayuda de cálculos matemáticos. Sus excepcionales posibilidades de adaptación han llevado a ampliar su aplicación³.

En la odontología por el momento sólo se utiliza este método para el análisis de aquellos modelos cuya geometría no es demasiado complicada y en los que no deben estimarse demasiados parámetros. La mayoría de los estudios se realizaron en el campo de las prótesis con coronas y puentes, la implantología y la ortopedia maxilar^{5,11-13}.

Los diferentes módulos del programa informático permiten la simulación de problemas biomecánicos como por ejemplo la resistencia del material y la transferencia térmica¹¹⁻¹³. Todas estas simulaciones pueden utilizarse igualmente en el ámbito de las prótesis parciales removibles.

Puesto que la geometría de la prótesis es muy compleja, en este campo hasta ahora sólo se han analizado partes de la prótesis, en concreto la mayoría de los retenedores colados^{6,7}.

Las ventajas de un análisis en el campo de las prótesis coladas sobre el modelo con el método de los elementos finitos son:

Discusión

PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE METÁLICA

- proceso específico
- poco tiempo de mecanización
- estudio de varias variantes de solución
- simulaciones prospectivas
- seguridad
- costes reducidos
- menos pruebas clínicas

Todos los resultados dependen de la geometría y de todos los datos introducidos numéricamente para el modelo de cálculo. Éstos son: coordenadas de los nodos, tipo de elemento, propiedades de los materiales, propiedades de los elementos (grosor), condiciones límite (cargas, soportes).

Así mismo tenemos las siguientes desventajas: la imprecisión del análisis radica por ejemplo en la simplificación de la geometría^{7,15} y el uso de un número limitado de elementos. Aunque los modelos de los retenedores parten de una geometría real tridimensional, se han simplificado según la medición de las coordenadas.

Para el modelo real se elaboran modelos de cálculo con elementos finitos cuyo comportamiento y propiedades mecánicas se conocen exacta o aproximadamente. La aleación se modeló como material isotrópico, homogéneo y linealmente termoelástico. Las cargas de los retenedores debidas a las fuerzas de masticación y a la temperatura se simularon fácilmente.

Aunque los análisis en este ámbito están en los comienzos, se espera que se sigan desarrollando y ampliando. Es un método importante y natural para poder evaluar prospectivamente las fuerzas que actúan y que se puede introducir en la planificación protésica en la elaboración de distintas propuestas de solución para las prótesis parciales. El método de los elementos finitos es actualmente el método más adecuado para simular incluso sin pruebas clínicas problemas biomecánicos por ejemplo la resistencia del material y la transferencia térmica. Estos análisis asistidos por ordenador son muy valiosos para el trabajo práctico del odontólogo y el protésico dental, ya que es mucho más fácil y menos costoso probar las prótesis parciales teóricamente con el programa de cálculo adecuado que poder probarlas clínicamente.

Conclusiones

- El método de los elementos finitos permite calcular la distribución de las tensiones en los retenedores de las prótesis parciales removibles.
- Las tensiones principales máximas aparecen en la región de unión de los brazos de retención con los hombros.
- Las fluctuaciones de temperatura influyen considerablemente en la distribución de las tensiones de trabajo y no pueden dejarse de lado en el análisis de las tensiones.
- Estos análisis asistidos por ordenador tienen gran relevancia para el trabajo práctico del odontólogo y el protésico dental porque es mucho más fácil y menos costoso probar las propuestas de solución para las prótesis parciales con programas que clínicamente.

INVESTIGACIÓN

PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE METÁLICA

1. Borțun C, Leretter M, Sandu, L. Tehnologia protezelor parțiale mobilizabile vol. I und II. Timișoara: Editura Eurobit, 2002.
2. Caesar HH, Lehmann KM. Die Teilprothese – Grundlagen, Konstruktion und zahntechnische Ausführung. 3. überarbeitete Auflage. München: Neuer Merkur, 2002.
3. Gruber G. Partielle Prothetik. Stuttgart: Georg Thieme, 1992.
4. Hohmann A, Hielscher W. Lehrbuch der Zahntechnik. Band 1. Grundlagen, partielle Prothesen, Kronen- und Brückentechnik. 5. Auflage. Berlin: Quintessenz, 1999.
5. Faur N. Elemente finite – fundamente. Timișoara: Editura Politehnica, 2002.
6. Sandu L, Faur N, Borțun C. Investigation of Stress Distribution in Circumferential Cast Clasps using the Finite Element Analysis. In: Dobre I, Faur N. Poceedings of the 6th International Conference on Boundary and Finite Element, Timișoara, 16–19 October. Timișoara: Editure Politehnica, 2003, 183–188.
7. Sandu L, Faur N, Borțun C. The Finite Element Analysis – A Method for the Study of the States of Tension and Deformation of a Removable Partial Denture. In: Mihalăș G, Lungănu D. Trends in Romanian Health. Proceedings of MEDINF 2002. Timișoara: Editura Eurobit, 2003, 25–28.
8. Berg T, Caputo AA. Comparison of load transfer by maxillary distal extension removable partial dentures with a spring-loaded plunger attachment and I-bar retainer. J Prosthet Dent 1992;68(3):492–499.
9. Mizuuchi W, Yatabe M, Sato M, Nishiyama A, Ohya T. The effects of loading locations and direct retainers on the movements of the abutment tooth and denture base of the removable partial dentures. J Med Dent Sci 2002;49:11–18.
10. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. J Prosthet Dent 1992; 67:325–327.
11. Plieke M, Lenz J, Thies M, Schweizerhof K. Wärmespannungen und Lastspannungen in einer metallkeramischen Brücke. Quintessenz Zahntech 2000;26(8):817–834.
12. Toparli M, Gökkay N, Aksoy T. An investigation of temperature and stress distribution on restored maxillary second premolar tooth using a three-dimensional finite element method. J Oral Rehabil 2000;27:1077–1081.
13. Yang HS, Lang LA, Guckes AD, Felton DA. The effect of thermal change on various dowel-and-core restorative materials. J Prosthet Dent 2001;86:74–80.
14. Sato Y, Yuasa Y, Akagawa Y, Ohkawa S. An Investigation of Preferable Taper and Thickness Ratios for Cast Circumferential Clasp Arms Using Finite Element Analysis. Int J Prosthodont 1995;8:392–397.
15. Sato Y, Tsuga K, Abe Y, Akagawa Y. Finite element analysis of the effect of vertical curvature on half-oval cast clasps. J Oral Rehabil 1999;26:554–558.

[Bibliografía](#)

Dr. med. dent. Liliana Sandu, Lektor

Universität für Medizin und Pharmazie «Victor Babelf»

Hochschule für Zahnmedizin, Fachgebiet für Zahntechniker, Abteilung für Prothesentechnologie

Spl. T. Vladimirescu 14, 300173 Timișoara, Rumanía

Correo electrónico: sliliana@medinfo.umft.ro

[Correspondencia](#)

Prof. Dr.-Ing. Nicolae Faur, Abteilung für Werkstofffestigkeit, Politehnica Universität, Timișoara, Rumanía

Prof. Dr. med. dent. Cristina Borțun, Universität für Medizin und Pharmazie «Victor Babelf», Hochschule für Zahnmedizin, Fachgebiet für Zahntechniker, Abteilung für Prothesentechnologie, Timișoara, Rumanía