



# Análise biomecânica em prótese parcial fixa: método dos elementos finitos

*Biomechanics analysis in fixed partial prosthesis: finite elements method*

**Adalberto Bastos de Vasconcellos**

Professor Adjunto Doutor da FO/UFF

**Matsuyoshi Mori**

Professor Doutor de Prótese da FO/USP

**Flávia P. de C. Purger**

**Vitor de Castro Beltrão da Costa**

Alunos de Pós-graduação em Clínica Odontológica da FO/UFF

**Isis Andréa V. Pola Poiate**

Professora Doutora de Dentística da FO/UFF-NF

**Adriana B. Matos**

Professora Doutora de Dentística da FO/USP

## Resumo

O objetivo deste estudo foi analisar a distribuição de tensões de von Mises em uma prótese parcial fixa de três elementos em metalocerâmica e em dois sistemas de cerâmica pura através de carregamento estático aplicado em modelos matemáticos bidimensionais obtidos pelo método de elementos finitos. A partir da imagem de uma peça anatômica de estudo, os desenhos foram confeccionados e suas imagens vetorizadas foram "exportadas" para o programa MSC/PATRAN e a análise foi feita utilizando-se um carregamento de 100N distribuídos em 17 pontos das superfícies oclusais dos modelos. Em todos os modelos as maiores concentrações de tensões localizaram-se no interior dos pinos e na região médio-inferior dos conectores. Os dois sistemas cerâmicos se comportaram satisfatoriamente em comparação à metalocerâmica.

**Palavras-chave:** prótese parcial fixa; retentores intracoronários; elementos finitos.

## Abstract

*The objective of this study was to analyse the internal von Mises stress in a metaloceramic and in two all-ceramic systems three-unit fixed partial prosthesis, by a static loading applied on mathematics two-dimensional models, obtained from finite elements method. From a printed image of an anatomic study piece digitalized directly in a scanner, drawings were made and their vector images exported to the software MSC/PATRAN and the analysis was done using a loading of 100N distributed on 17 points of the models' occlusal surfaces. In all of the models, the largest stress concentrations were located inside the posts and in the medium-inferior area of the connectors. The two ceramic systems behaved satisfactorily in comparison with metaloceramic.*

**Keywords:** fixed partial prosthesis; intracoronary retainer; finite elements.

## Introdução

Os materiais cerâmicos vêm sendo amplamente utilizados em Odontologia há vários anos, sobretudo pelo seu alto conteúdo vítreo que propicia uma correta translucidez às restaurações estéticas, reproduzindo fielmente as características ópticas naturais do esmalte e dentina (11). Entretanto a presença de trincas e porosidades no material, geradas durante a fabricação, torna as cerâmicas extremamente friáveis, permitindo a possibilidade de fraturas diante de cargas flexurais e de tração mínimas.

Modernamente, em função da crescente solicitação clínica por resoluções estéticas, tem havido grande desenvolvimento das cerâmicas odontológicas, objetivando-se elevar os valores de resistência à flexão principalmente através da dispersão de partículas cristalinas no vidro (3).

O tipo de material utilizado e a técnica restauradora têm sido discutidos por vários autores (5, 15), assim como o método de avaliação, compreendendo ensaios de fraturas (6), fotoelasticidade (9) e, recentemente, o método dos elementos finitos, que tem se firmado como grande ferramenta para os estudos desenvolvidos nessa área. É um método que oferece a simulação mecânica em modelos matemáticos, bi ou tridimensionais, permitindo a discretização de todas as estruturas anatômicas. KITOH *et al.* (8) concluíram que esta metodologia era bem superior a fotoelasticidade, por tornar o modelo não homogêneo e pela análise não só qualitativa, mas também quantitativa das tensões.

Este trabalho teve como objetivo analisar estatisticamente, por meio de modelos matemáticos bidimensionais obtidos pelo método de elementos finitos, as tensões desenvolvidas em modelos diferenciados de prótese parcial fixa (PPF) de três elementos, na estrutura dental remanescente e em seus tecidos de suporte, tendo como fator de variação o material empregado para sua confecção: metalocerâmica e em dois sistemas cerâmicos reforçados distintos indicados para PPF livre de metal.

## Material e Método

Com o objetivo de se confeccionar um modelo matemático fiel às dimensões e características anatômicas normalmente encontradas, utilizou-se uma peça anatômica de estudo, apresentando um corte sagital da metade esquerda de uma man-

díbula, englobando os dentes posteriores com os respectivos tecidos de suporte (16). A peça foi digitalizada em um *scanner* com resolução de 4800 x 4800 dpi, profundidade de 48 bits, HP SCAN-JET 8250 (Hewlett Packard), e um arquivo com a imagem digitalizada foi obtido, por meio do programa Corel PHOTO-PAINT 11 (Corel Corp.,USA). Desta forma, evita-se a possibilidade de falhas na proporcionalidade da ampliação, não necessitando de recursos adicionais como os propostos por MORI (10).

Baseado nas dimensões apresentadas pela imagem digitalizada da peça anatômica foram confeccionados três modelos matemáticos 2D, representando três situações clínicas distintas:

- o primeiro modelo (modelo A) simula uma prótese parcial fixa de três elementos em metalocerâmica com retentores intrarradiculares fundidos, compostos de pino e núcleo fundidos em ouro;
- o segundo modelo (modelo B) simula uma prótese parcial fixa de três elementos em cerâmica pura, onde foi utilizada uma cerâmica aluminizada infiltrada de vidro (In-Ceram Zircônia – Vita) com alto teor de Alumina ( $Al_2O_3$ ) e de dióxido de zircônio ( $ZrO_2$ ) como material de infraestrutura, enquanto que, sobre a mesma, considerou-se a aplicação de uma cerâmica aluminizada a 50% (Vitadur Alpha – Vita);
- o terceiro modelo (modelo C) simula uma prótese parcial fixa de três elementos em cerâmica pura, onde foi utilizada uma cerâmica reforçada de dissilicato de lítio injetada por pressão (IPS Empress 2 – Vita).

O programa utilizado para o pré-processamento foi o MSC/PATRAN (The MacNeal-Schwendler Corporation – USA), enquanto que

o processamento propriamente dito (análise) foi realizado no ABAQUS/Standard 6.2.1 (HKS). Os referidos programas estão instalados em um microcomputador com processador Pentium Xeon 1.7 MHz, 4.0 GB de memória RAM. No pré-processamento, foram criados 5883 nós com 11369 elementos triangulares.

Em cada elemento presente no modelo, foram introduzidos os respectivos valores de módulo de elasticidade e coeficiente de *Poisson*, dependendo unicamente da união onde está situado e, portanto, de que material ou tecido o mesmo é composto. Os respectivos valores e estruturas que compõem os modelos A, B e C são mostrados na Tabela I.

**Tabela I. Propriedades mecânicas dos materiais e estruturas anatômicas**

Estrutura/Material	Módulo de elasticidade E (GPa)	Coefficiente de <i>Poisson</i> $\nu$	Referência Bibliográfica
Dentina	18,6	0,31	MORI (10)
Guta-percha	0,00069	0,45	O'BRIEN (11)
Polpa	0,02	0,45	FARAH (4)
Osso cortical	13,7	0,30	O'BRIEN (11)
Osso esponjoso	1,37	0,30	O'BRIEN (11)
Esmalte	41	0,30	MORI (10)
Ligamento periodontal	0,0689	0,45	MORI (10)
Ni-Cr	185	0,35	MORI (10)
Ouro tipo IV	99,3	0,30	O'BRIEN (11)
Cerâmica feldspática	67,7	0,28	MORI (10)
In-Ceram Zircônia	250	0,25	VITA* (2001)
Vitadur Alpha	58	0,19	VITA* (2001)
IPS Empress 2	96	0,26	IVOCLAR* (2001)

\*Informações fornecidas pelo fabricante.

Para todos os materiais foi assumido comportamento isotrópico, homogêneo e em todos os modelos foi simulado o contato interproximal.

Com o objetivo de proceder à simulação das situações clínicas apresentadas neste estudo, previu-se a aplicação de uma carga estática de 100N que, de acordo com o trabalho de FARAH *et al.* (4), seria equivalente à força total de mastigação. A carga de 100N foi dividida, com igual magnitude, por 17 pontos de aplicação nas superfícies oclusais dos dois retentores e do pântico, assim como no primeiro pré-molar, sendo os mesmos selecionados de acordo com a relação oclusal cúspide-crista. Os 17 vetores correspondentes à aplicação das forças são paralelos entre si e direcionados para a região ântero-superior da mandíbula, com uma angulação de 15°, assim preconizada por YANG & THOMPSON (19).

As bordas inferior e distal da mandíbula em todos os modelos foram consideradas fixas nas direções X e Y, para que as tensões pudessem ser observadas durante o carregamento oclusal, entretanto na borda mesial foram introduzidas molas, para que toda a estrutura óssea pudesse deformar elasticamente em uma direção

mesial. Foi também colocada uma mola em um dos nós da face proximal mesial do primeiro pré-molar.

Na região do contato interproximal entre os dois pré-molares dos modelos A, B e C, foram definidas superfícies de contato com coeficiente de atrito e durante a análise o comportamento de separação e detecção de contato normal foi realizado.

Os elementos que compõem os modelos, as condições de fixação, utilizadas para que os mesmos pudessem sofrer a aplicação da carga, os vetores e pontos de aplicação das forças nos modelos A, B e C podem ser visualizados na Figura 1.

O processamento propriamente dito foi, a partir deste momento, realizado por meio do programa ABAQUS/Standard 6.2.1 (HKS), utilizando-se na análise o critério de von Mises. Desta forma puderam-se analisar simultaneamente todas as tensões que solicitam um elemento que compõem a malha, permitindo a comparação dos efeitos causados pelos dois estados de tensão no material analisado.

## Resultados e Discussão

O resultado das tensões de von Mises no modelo A está apresentado na figura 2A. Lateralmente ao modelo, encontra-se uma tabela com um espectro de cores, onde cada cor representa uma faixa de valores de tensão em MPa.

Observa-se na figura 2B uma concentração de tensões de von Mises na região respectiva à porção médio-inferior do conector, variando de 2,25 a 9,50 MPa. Esta situação vem ao encontro dos trabalhos de YANG & THOMPSON (19), KAMPOSIORA *et al.* (7),

AUGEREAU *et al.* (1), VASCONCELLOS (16) e YANG *et al.* (20), onde os autores verificaram maiores concentrações de tensão nos conectores de PPF e, particularmente, na região médio-inferior dos mesmos. Este achado pode ser explicado pela menor espessura cérvico-oclusal desta região e também pelo fato de uma PPF se comportar mecanicamente como uma viga fixada em dois extremos, onde o momento máximo ocorre na região dos conectores (12).

Na figura 2C, observa-se maior distribuição das tensões na área de contato interproximal, variando de 2,25 a 6,25 MPa, na face proximal distal do primeiro pré-molar (dente hígido), e de 2,25 a 12,5 MPa, na face proximal mesial do segundo pré-molar (retentor metalocerâmico).

Na figura 2D, o espectro de tensões referentes às raízes do primeiro e segundo pré-molar nos revela que a maior concentração de tensões de von Mises se localiza em toda a extensão do pino, no segundo pré-molar, variando de 3,50 a 46,90 MPa, sendo superior às tensões existentes na dentina adjacente ao mesmo. Estes resultados estão de acordo com os resultados de PIERRISNARD *et al.* (1995), onde a concentração de tensões na dentina, ao redor do pino, é inversamente proporcional ao módulo de elasticidade do material utilizado. Isto significa que quanto mais rígido for o pino, menor a carga transmitida à dentina que o circunda.

Entretanto, devemos lembrar que tal comportamento pode estar associado à presença de uma carga estática aplicada tanto na presente análise como na realizada por PIERRISNARD *et al.* (13). É possível que diante de uma carga dinâmica, de impacto, uma

maior energia seja transmitida para a dentina circundante, de forma que as tensões nesta área sejam maiores, diminuindo as mesmas no pino. Tal hipótese é merecedora de maior investigação, na medida em que o conceito de pinos com materiais de maior rigidez possa ser modificado, indicando-se, desta forma, materiais que tenham um módulo de elasticidade próximo ao da dentina, tendência, inclusive, bastante atual com o desenvolvimento de pinos resinosos fibro-reforçados.

É interessante notar que, ainda na figura 2D, tem-se maior concentração de tensões na região apical do pino, pois é neste local onde estão as tensões máximas de flexão, podendo qualquer defeito dentinário próximo à terminação apical do pino ocasionar fadiga, com formação de trincas e posterior comprometimento da raiz (2). REINHARDT *et al.* (14) e VASCONCELLOS (16) enfatizaram a necessidade de se minimizar a concentração de tensões no local por meio de um desenho apropriado do ápice do pino, evitando-se ângulos agudos nessa terminação, afirmando, ainda, que concentrações de tensão tendem a ocorrer na dentina próxima à superfície externa da raiz, na mesma direção e em proximidade às tensões no ápice do pino, favorecendo à situações de fratura radicular. Observa-se também a presença de tensões variando de 2,25 a 6,25 MPa em toda a extensão do ligamento periodontal. Estes valores, apesar do baixo módulo de elasticidade, mostram o grande deslocamento sofrido, em concordância com os resultados do trabalho de WRIGHT *et al.* (18) e VASCONCELLOS (16).

Os resultados das tensões no

modelo B estão representados na figura 3. A observação das imagens mostra que a distribuição das tensões na PPF, nos retentores intrarradiculares, na dentina e no suporte periodontal seguiu rigorosamente o mesmo padrão, tanto quantitativamente como qualitativamente ao apresentado pelo modelo A. As maiores concentrações de tensão permanecem localizadas nas regiões correspondentes aos pinos metálicos fundidos. Verificou-se, também, da mesma forma que no modelo A, um acúmulo de tensões na região cérvico-distal do segundo pré-molar e também nos conectores. Entretanto, a observação da figura 3B mostra uma maior concentração de tensões na região respectivas à porção médio-inferior do conector, sendo 31,57% maiores do que as encontradas na mesma região do modelo A. Este fato pode estar relacionado ao menor valor de coeficiente de *Poisson* apresentado pela cerâmica reforçada que compõem a infraestrutura do modelo B, quando comparado ao da liga de níquel-cromo presente na mesma região do modelo A. Um maior acúmulo de tensões nesta área poderia representar uma desvantagem, entretanto o valor apresentado na referida região pelo modelo B ainda é bastante inferior aos valores de resistência à flexão atribuídos à cerâmica reforçada usada na infraestrutura deste modelo que, segundo estudos laboratoriais realizados pelo fabricante, seria em torno de 700 MPa.

Em relação à distribuição e o valor das tensões nas outras regiões do modelo B, tais como região apical do pino, dentina circundante e tecido periodontal, houve similaridade nos resultados obtidos entre os modelos A e B.

O resultado das tensões no modelo C está apresentado na figura 4. A observação das imagens mostra que maiores concentrações de tensões estão também, como nos modelos A e B, localizadas nas regiões respectivas aos pinos metálicos fundidos, destacando-se a porção apical do pino presente no segundo pré-molar, havendo um considerável aumento na magnitude das tensões, embora qualitativamente a distribuição das mesmas seja comparável a dos outros modelos estudados. Evidencia-se também um acúmulo de tensões na região cérvico-oclusal do segundo pré-molar e também nos conectores.

A figura 4B mostra uma concentração de tensões na região respectiva à porção médio-inferior do conector, chegando a um máximo de 22,50 MPa, sendo 136,84% e 80% maiores do que as encontradas na mesma região dos modelos A e B, respectivamente. Esta maior concentração de tensões na referida região está associada a uma menor rigidez apresentada pela cerâmica <sup>IPS</sup> Empress 2 (menor módulo de elasticidade). É fundamental, entretanto, destacar que a condição clínica simulada no modelo C do presente estudo não é indicada pelo fabricante que limita o <sup>IPS</sup> Empress 2 para próteses parciais fixas de três elementos, tendo o segundo pré-molar como o mais distal retentor possível.

A análise de distribuição de tensões, referentes às raízes do primeiro e segundo pré-molares na figura 4D, mostra um grande aumento na concentração de tensões no interior e na região apical do pino, na dentina circundante e em toda a extensão do ligamento periodontal, em comparação aos modelos A e B, destacando-se a região apical do pino com um valor máximo de 86,3 MPa, representando um aumento de 84% em relação aos modelos A e B.

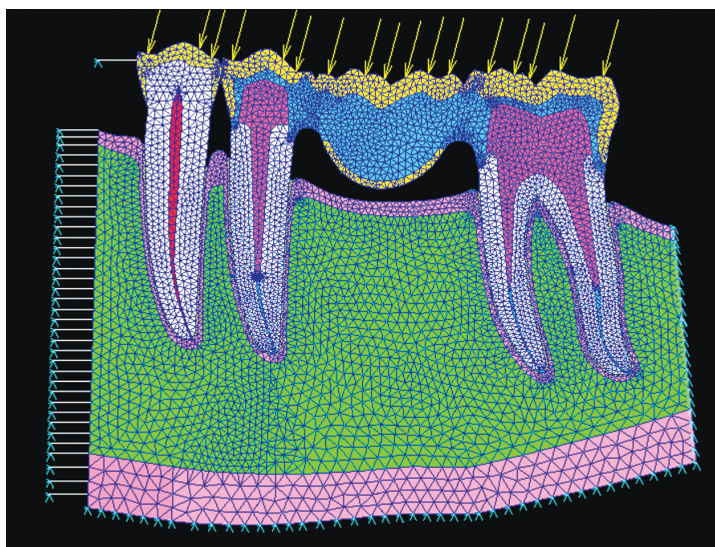


Figura 1. Modelo matemático de PPF com as condições de carregamento e fixação

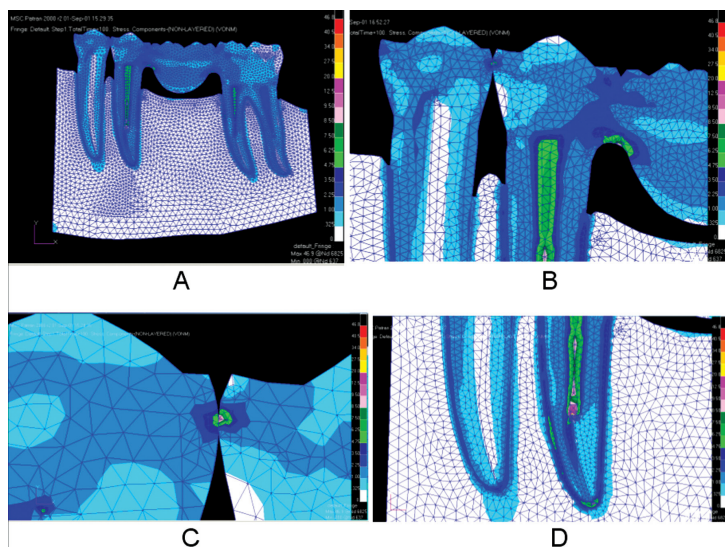


Figura 2A. Distribuição das tensões de von Mises no modelo A – visão panorâmica  
 Figura 2B. Distribuição das tensões de von Mises no modelo A, com detalhe do conector mesial e da região médio-oclusal dos pré-molares  
 Figura 2C. Distribuição das tensões de von Mises no modelo A, com maior aproximação no contato interproximal, região de pré-molares  
 Figura 2D. Distribuição das tensões de von Mises no modelo A, com detalhe da porção radicular dos pré-molares

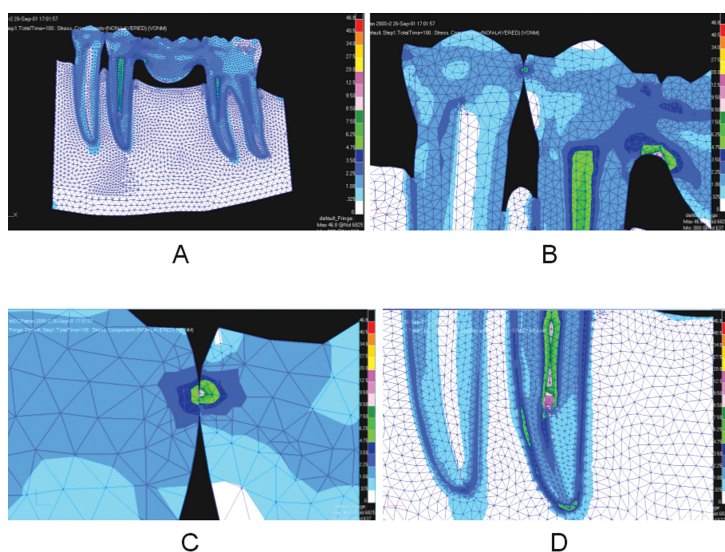


Figura 3A. Distribuição das tensões de von Mises no modelo B – visão panorâmica  
 Figura 3B. Distribuição das tensões de von Mises no modelo B, com detalhe do conector mesial e da região médio-oclusal dos pré-molares  
 Figura 3C. Distribuição das tensões de von Mises no modelo B, com maior aproximação no contato interproximal, região de pré-molares  
 Figura 3D. Distribuição das tensões de von Mises no modelo B, com detalhe da porção radicular dos pré-molares

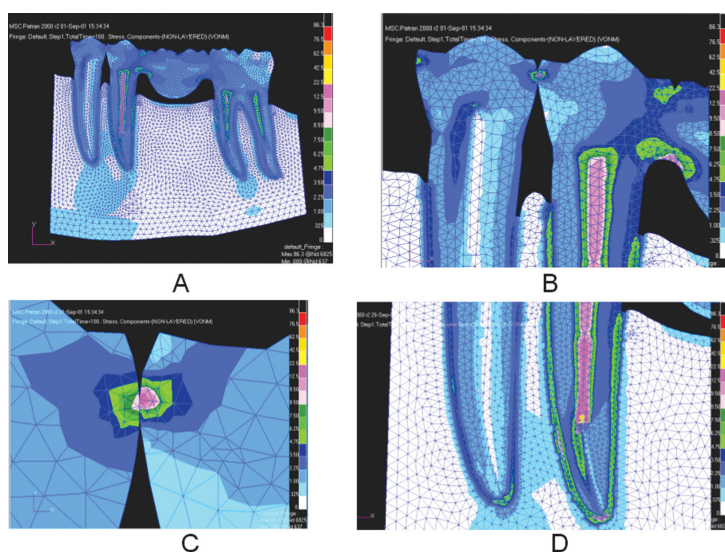


Figura 4A. Distribuição das tensões de von Mises no modelo C – visão panorâmica  
 Figura 4B. Distribuição das tensões de von Mises no modelo C, com detalhe do conector mesial e da região médio-oclusal dos pré-molares  
 Figura 4C. Distribuição das tensões de von Mises no modelo C, com maior aproximação no contato interproximal, região de pré-molares  
 Figura 4D. Distribuição das tensões de von Mises no modelo C, com detalhe da porção radicular dos pré-molares


## Conclusão

A partir dos resultados obtidos por meio da análise estática dos modelos, pode-se concluir que:

- 1) as maiores concentrações de tensões, em todos modelos, se localizaram no interior dos pinos, com particular destaque para a região apical do segundo pré-molar;
- 2) no primeiro pré-molar (dente hígido), em todos os modelos,

houve uma mudança de comportamento na distribuição das tensões, quando comparado com o segundo pré-molar. As tensões diminuíram em magnitude da dentina em direção à polpa, enquanto que no segundo pré-molar e no segundo molar foram maiores nos pinos, diminuindo em direção à dentina, mostrando que, pelo menos em carregamento estático, quanto maior o módulo de elasticidade do ma-

terial, maior será a concentração de tensões no mesmo.

3) o comportamento flexural da PPF pôde ser claramente constatado, a partir da observação de uma maior concentração de tensões, em todos os modelos, na região médio-inferior dos conectores, sobretudo o mesial, como também, na região disto-cervical do segundo pré-molar. 

## Referências Bibliográficas

1. AUGEREAU, D., PIERRISNARD, L., BARQUINS, M. Relevance of the finite method to optimize fixed partial denture design. Part I. Influence of the size of the connector on the magnitude of strain. *Clin. Oral Invest.*, v. 2, n. 1, p. 36-9, 1998.
2. CAILLETEAU, J. G., RIEGER, M. R., AKIN, J. E. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J. Endod.*, v. 18, n. 11, p. 540-4, 1992.
3. CATTELL, M. J., CHADWICK, T. C., KNOWLES, J. C. *et al.* Flexural strength optimization of a leucite reinforced glass ceramic. *Dent. Mater.*, v. 17, p. 21-33, 2001.
4. FARAH, J. W., CRAIG, R. G., MEROUEH, K. A. Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *J. Oral Rehabil.*, v. 16, p. 603-11, 1989.
5. GREENWALD, A. S. Cast gold and crown restoration. *Dent. Mater.*, v. 41, n. 4, p. 47-50, Apr., 1965.
6. GUZY, G. E., NICHOLLS, J. I. *In vitro* comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J. Prosthet. Dent.*, v. 42, n. 1, p. 39-44, Jul., 1979.
7. KAMPOSIOBA, P., PAPAVALIOU, G., BAYNE, S. C. *et al.* Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence International*, v. 27, n. 10, p. 701-6, 1996.
8. KITO, M., SUETSUGU, T., MURAKAMI, Y. Mechanical behavior of tooth, periodontal membrane, and mandibular bone by the finite element method. *Bull Tokyo Med Dent Univ.*, v. 24, n. 1, p. 81-7, Mar., 1977.
9. MEHTA, N. R. Stresses created by occlusal prematurities a new photoelastic model system. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 93, n. 2, p. 334-41, Aug., 1976.
10. MORI, M. Estudo da distribuição das tensões internas, sob carga axial, em dente hígido e em dente restaurado com coroa metalocerâmica e retentor intra-radicular fundido - método do elemento finito. *Rev. Odontol. Univ. São Paulo*, v. 11, n. 2, p. 99-107, Apr./June, 1997.
11. O'BRIEN, W. J. Strengthening mechanisms of current dental porcelains. *Compend. Contin. Educ. Dent.*, v. 21, n. 8, p. 625-30, Aug., 2000.
12. OLIVEIRA, E. J. *Princípios de bioengenharia em implantes osseointegrados*. Rio de Janeiro: Pedro Primeiro, 1997.
13. PIERRISNARD, L., AUGEREAU, D., DEGRANCE, M. *et al.* Comportement mécanique des structures dentaires et osseuses .III. Influence du matériau constituant le tenon radicaire. *Cah. Proth.*, v. 89, p. 7-14, 1995.
14. REINHARDT, R. A., KREJCI, R. F., PAO, Y. C. *et al.* Dentine stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J. Dent. Res.*, v. 62, n. 9, p. 1002-8, Sept., 1983.
15. RESENBERG, P. A., ANTONOFF, S. J. Gold posts: common problems in preparation and technique for fabrication. *NY St. Dent. J.*, v. 37, n. 10, p. 601-6, Dec., 1971.
16. VASCONCELLOS, A. B. *Estudo das tensões internas em prótese parcial fixa, com dois sistemas de retenção corono-radicular: pinos pré-fabricados e retentores intra-radulares fundidos - método dos elementos finitos*. São Paulo, 1999, 75 p. Dissertação (mestrado) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
17. VASCONCELLOS, A. B., MORI, M., ANUEZZA, A. *et al.* Tensões internas em prótese parcial fixa com dois sistemas de retenção corono-radicular: método dos elementos finitos. *RBO*, v. 59, n. 3, p. 206-10, mai./jun., 2002.
18. WRIGHT, K. W. J., YETTRAM, B. A. I. Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. *J. Prosthet. Dent.*, v. 42, n. 4, p. 411-6, Oct., 1979.
19. YANG, H. S., THOMPSON, V. P. A two-dimensional stress analysis comparing fixed prosthodontic approaches to the tilted molar abutment. *J. Prosthet. Dent.*, v. 4, n. 5, p. 416-24, 1991.
20. YANG, H. S., LANG, L. A., FELTON, D. A. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, v. 81, n. 6, p. 721-7, June, 1999.

Recebido em: 25/03/2010

Aprovado em: 26/04/2010

Adalberto Bastos de Vasconcellos

Rua Doutor Silvío Henrique Braune, 22, Centro

Nova Friburgo/RJ, Brasil - CEP 28625-650

E-mail: abastos@vm.uff.br