



Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e
Clínica Integrada

ISSN: 1519-0501

apesb@terra.com.br

Universidade Federal da Paraíba
Brasil

OLIVEIRA, Henrique Eduardo; Baptista FERREIRA, Caroline; Almeida GRAÇA, Luiz Felipe; Cotias
BITTENCOURT, Rafael; Thomé VALLADO, Sandro; Depes de GOUVÊA, Cresus Vinícius
Distribuição das Tensões Relacionadas ao Uso de Retentores em Dentes Tratados Endodonticamente
Utilizando o Método dos Elementos Finitos
Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada, vol. 12, núm. 1, 2012, pp. 41-46
Universidade Federal da Paraíba
Paraíba, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=63723468006>

- Como citar este artigo
- Número completo
- Mais artigos
- Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica
Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal
Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

Distribuição das Tensões Relacionadas ao Uso de Retentores em Dentes Tratados Endodonticamente Utilizando o Método dos Elementos Finitos

Stress Distribution Related to the Use of Retainers in Endodontically Treated Teeth Using the Finite Element Method

Henrique Eduardo OLIVEIRA¹, Caroline Baptista FERREIRA²; Luiz Felipe Almeida GRAÇA²; Rafael Cotias BITTENCOURT¹; Sandro Thomé VALLADO³; Cresus Vinícius Depes de GOUVÊA⁴

¹Aluno do Mestrado em Odontologia - Área de concentração em Clínica Odontológica, da Universidade Federal Fluminense (UFF), Niterói/RJ, Brasil.

²Cirurgião-dentista, formado pela Universidade Federal Fluminense (UFF), Niterói/RJ, Brasil.

³Cirurgião-dentista, formado pela Universidade Veiga de Almeida (UVA), Rio de Janeiro/RJ, Brasil.

⁴Professor do Departamento de Odontotécnica da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal Fluminense (UFF), Niterói/RJ, Brasil.

RESUMO

A restauração dos dentes tratados endodonticamente, com grande fragilidade de suas estruturas, traz dúvidas ao clínico quanto à melhor forma de atuar nesses elementos. Os retentores intrarradiculares, sejam núcleos metálicos fundidos ou pré-fabricados, são geralmente necessários para a restauração destes elementos. Cada um desses materiais imprime uma força diferente nas estruturas adjacentes, sendo o entendimento destas uma necessidade para a melhor escolha e aplicação clínica do retentor.

Objetivo: A proposta do presente trabalho é analisar e avaliar a distribuição de tensões no complexo dente-periodonto pelo método dos elementos finitos bidimensional com a utilização de diferentes tipos de retentores.

Método: Este estudo tem por base modelos matemáticos de um canino superior tratado endodonticamente com a utilização de retentores intrarradiculares metálicos fundidos em NiCr, metálicos pré-fabricados em titânio. Os modelos foram submetidos a uma carga de 100 N por palatina em um ângulo de 45°. A análise e avaliação das tensões foram realizadas para cada um dos modelos e seus diferentes tipos de pinos.

Resultados: A maior concentração de tensões se deu com o uso do pino metálico pré-fabricado de titânio, com valores de tração que oscilam entre 1.207 MPa a 4.878 MPa e de compressão entre -9.806 MPa a -2.464 MPa. O pino metálico fundido imprimiu tensões de menores valores, mais homogêneas e uniformes, tendo seus valores de tração variando de 1.287 MPa a 4.919 MPa e seus valores de compressão variando de -9.607 MPa a 2.344 MPa.

Conclusão: Os pinos intrarradiculares metálicos pré-fabricados de titânio geram forte estresse no sistema dente-periodonto, sendo o menos indicado clinicamente. O mais indicado para uso clínico foi o pino metálico fundido, cuja tensão se manifestou de maneira mais uniforme no elemento dentário.

ABSTRACT

The restoration of endodontically treated teeth with great structure fragility challenges the clinician about the best way to proceed on these elements. The use of intracanal retainers, either post and core systems of prefabricated posts, is usually necessary to restore this kind of teeth. Each one of these materials exerts a different force on the adjacent structures and understanding these forces is mandatory for a better choice and clinical application of intracanal retainers.

Objective: The purpose of this study was to analyze and evaluate the stress distribution in the tooth-periodontium complex by the two-dimensional finite element method, using different types of retainers.

Methods: This study was based on mathematical models of an endodontically treated maxillary canine, using a NiCr cast intracanal posts and a prefabricated titanium post. The models were subjected to a 100 N load directed palatally at a 45° angle. The strains for each of the models and different types of post were analyzed and evaluated.

Results: The highest stress concentration occurred with the use of the prefabricated titanium post, with traction values ranging from 1207 MPa to 4878 MPa and compression values between -9806 and -2464 MPa. The NiCr cast post exhibited lower tension values, with a more homogeneous and uniform distribution, traction values ranging from 1287 MPa to 4919 MPa and compression values ranging from -9607 MPa to 2344 MPa.

Conclusion: Prefabricated titanium intraradicular posts induced strong stress to the tooth-periodontium complex and is less indicated clinically. The metal cast post appears more adequate cast for clinical use, as the resulting tension was distributed more uniformly along the tooth.

DESCRITORES

Biomecânica; Propriedades físicas; Técnica para retentor intrarradicular.

KEY-WORDS

Biomechanics; Physical properties; Post and core technique.

INTRODUÇÃO

A Odontologia Restauradora atual atravessa uma fase de utilização de novos materiais e técnicas que objetivam a diminuição de tempo e sessões clínicas, que visam a um tratamento mais rápido e eficaz.

A restauração dos dentes tratados endodonticamente com grande fragilidade de suas estruturas traz, muitas vezes ao clínico, dúvidas quanto à melhor forma de atuar nesses elementos. O questionamento constante de como e com qual material restaurar os dentes após tratamento endodôntico tem sido baseado na preocupação com a possível modificação das características físico-mecânicas de estrutura, em função da remoção do órgão pulpar. Entretanto, o fato de realizar o tratamento endodôntico não significa que as características do esmalte e da dentina serão alteradas de modo a justificar o sacrifício da estrutura dental sadia para realização de procedimentos restauradores mais invasivos¹.

A indicação ou não de um pino intracanal baseia-se em vários parâmetros como a posição do dente na arcada, a oclusão do paciente, a função do dente, a quantidade de estrutura dental remanescente e a configuração do canal. Os retentores intrarradiculares são indicados para reforçar dentes tratados endodonticamente, reter e/ou restaurar a estrutura coronal destruída, prevenir fraturas pela bifurcação em restaurações de molares e quando um dente sofre forças horizontais tanto de cisalhamento como de compressão intensa e concentrada (suportes para próteses parciais fixas)².

Os pinos metálicos fundidos são os mais tradicionalmente usados no processo de restauração de dentes tratados endodonticamente com ampla destruição coronal. Estudos teóricos têm sido feitos com pinos pré-fabricados, porém faltam testes de longevidade, pois clinicamente quando esses pinos são utilizados como retentores intrarradiculares de próteses parciais fixas, parecem falhar principalmente na interface material de preenchimento e face interna da coroa³. Isso parece estar de acordo com um estudo que comparou a utilização de retentores intrarradiculares mais núcleos de preenchimento em resina composta a retentores intrarradiculares fundidos, concluindo que estes foram melhores quanto à distribuição de tensões⁴. Apesar disto, os sistemas de pinos pré-fabricados tornaram-se populares pela facilidade de uso, baixo custo por dispensar a etapa laboratorial, e estarem disponíveis em várias formas, tamanhos e materiais (metais, cerâmicas, fibras)².

Muitos são os trabalhos realizados a fim de analisar a distribuição de tensões no dente tratado endodonticamente e restaurado com pinos intracanaís. O método de análise fotoelástica tem sido utilizado, mas não permite a construção de um modelo com características próprias das estruturas.

O método dos elementos finitos introduzidos,

em 1956, é o mais avançado e eficaz procedimento de análise de tensões, deformações e deslocamentos, sendo hoje uma metodologia bastante eficiente, fiel e segura⁵. Esse método tem hoje uma multiplicidade de aplicações nas pesquisas em Odontologia e, dentre elas, podem ser citadas: a otimização do desenho de restaurações, implantes dentais, pinos ou núcleos, próteses parciais removíveis e fixas; interações entre osso periodontal, ligamento e dente; efeitos físicos, biomecânicos e biológicos das forças de mastigação; efeitos dos aparelhos ortodônticos⁶.

Na busca pelo sucesso na técnica restauradora de dentes despolpados, este estudo utilizou o método de elementos finitos para analisar a distribuição de tensões com o uso de dois diferentes tipos de retentores intrarradiculares (metálico fundido e metálico pré-fabricado), a fim de verificar qual material transmite melhor as tensões recebidas pelo remanescente dentário e tecidos de suporte.

METODOLOGIA

A metodologia desenvolvida neste estudo foi baseada na literatura disponível^{3,6,7}.

Foram utilizados pinos fundidos em NiCr e metálicos pré-fabricados, quanto às tensões trativas e compressivas que provocam no complexo dente-periodonto pelo método dos elementos finitos. O método dos elementos finitos, para um caso de estrutura real, pode ser resumido da seguinte maneira:

- modelagem geométrica: é criado um modelo matemático do objeto em estudo. Normalmente, isto é feito utilizando um programa de computador capaz de produzir um modelo matemático da estrutura mecânica em consideração;

- modelagem por elementos finitos: subdivide-se o modelo geométrico em elementos interconectados por seus pontos nodais, os quais se encontram no sistema de coordenadas X, Y, Z; o conjunto resultante denomina-se malha. Para criar-se a malha, as propriedades dos materiais que esta representa precisam ser designadas. Essas propriedades são: módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson;

- definição do ambiente: nessa fase serão conferidas ao modelo matemático as condições de fixação e carregamento que simularão o modelo físico real;

- análise: calculam-se os resultados (tensões, deslocamentos e deformações), ou seja, as respostas do modelo às solicitações de maneira dinâmica e estática;

- verificação dos resultados: apresentação dos resultados em forma gráfica.

A análise por elementos finitos pode ser sintetizada em três etapas: pré-processamento, processamento e pós-processamento.

No pré-processamento, a estrutura é modelada, de modo que informa as características físicas dos

materiais envolvidos. A estrutura é dividida por elementos e nós para que, posteriormente, sejam aplicadas as condições de fixação e carregamento.

No processamento, há o desenvolvimento do algoritmo para uma solução de máxima precisão, velocidade e confiança.

Finalmente, no pós-processamento, tem-se a visualização dos resultados, apresentando ferramentas para mostrar e conseguir novos cálculos por meio dos resultados obtidos na análise.

Os modelos foram criados a partir da imagem de um canino superior não-vital. Todos os tipos de pinos no desenho esquemático criado deverão ter o mesmo comprimento, conicidade, serem submetidos às mesmas condições de carregamento e cimentados com cimento à base de fosfato de zinco. Além disso, mantém-se 4 mm de guta-percha na porção radicular para selamento apical^{8,9}. A fim de obter um modelo matemático fiel às dimensões e características anatômicas normalmente encontradas, o dente tem seu comprimento na média de 26,5 mm¹⁰ e ser submetido a uma carga de 100 N por palatina em um ângulo de 45°. O elemento dentário foi inserido em um bloco de tecido de suporte com as seguintes estruturas anatômicas e características:

- uma camada de osso cortical com 2 mm de espessura envolvendo todo o bloco do tecido de suporte¹¹;
- uma película de osso esponjoso entre o ligamento periodontal e a porção de osso cortical que envolve o bloco de tecido de suporte (11);
- uma porção uniforme de ligamento periodontal com 1,75 mm envolvendo toda a raiz¹²;
- uma camada de osso cortical com 0.5 mm de espessura que envolve o ligamento periodontal¹²;
- a partir destes itens, deverão ser definidas as propriedades físicas dos materiais a serem utilizados para que o programa possa criar os elementos e nós.

Posteriormente, foi realizada a determinação do ambiente e análise das tensões para cada um dos elementos que compõem a malha tridimensional. Primeiramente, realizamos a definição dos modelos geométricos partindo de um desenho esquemático de canino superior. De posse deste desenho esquemático foram criados os modelos computacionais utilizando o programa AUTOCAD®, versão 2006 (autodesk, inc USA). Partindo deste desenho esquemático foram criados modelos de caninos superiores restaurados com diferentes tipos de retentores intrarradiculares¹³. Os retentores selecionados foram: metálico fundido em NiCr, metálico pré-fabricado em titânio, pré-fabricado em fibra de vidro e pré-fabricado em cerâmica. No Quadro 1 estão apresentadas as propriedades dos materiais e estruturas utilizados que compõe o modelo criado.

Para definição da geometria dos dentes, as

imagens adquiridas foram transformadas em arquivos e transferidas para o programa de desenhos AUTOCAD®, versão 2006, onde foi delineado o contorno dos dentes em tamanho real. Posteriormente, esses desenhos foram transferidos para o programa ANSYS®, versão 12.1, onde foram acrescentados os modelos referentes aos pinos e a coroa protética. Assim, no momento da simulação de forças, foi necessário modificar somente o tipo de material do pino (Figura 1).

Quadro 1. Módulos de Elasticidade e Coeficiente de Poisson¹²

Materiais e estruturas	Módulo de Elasticidade (Gpa)	Coeficiente de Poisson
Cimento resinoso	8,37	0,24
Resina composta	22,2	0,30
Dentina	18,6	0,31
Osso esponjoso	1,37	0,30
Osso cortical	13,7	0,30
Lig. Periodontal	0,0689	0,45
Guta-Percha	0,00069	0,45
Liga níquel/cromo	185,0	0,33
Fibra de Vidro	33	0,33
Cerâmica	69	0,3
Titânio	103,4	0,33

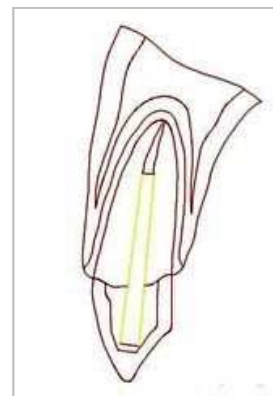


Figura 1. Modelo do canino superior

Desta forma, temos as seguintes situações (Figura 2):

- modelo de canino superior com pino metálico fundido e coroa cerâmica;
- modelo de canino superior com pino metálico pré-fabricado em titânio, núcleo em resina composta e coroa cerâmica.

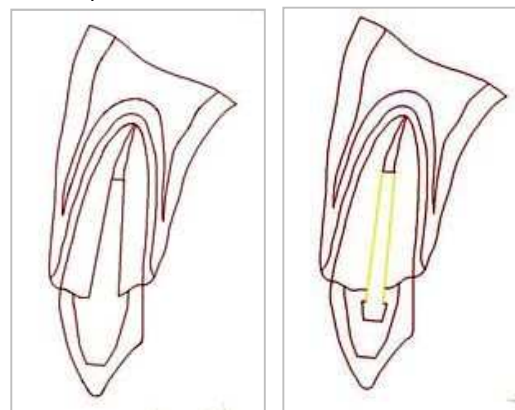


Figura 2. Modelos de canino superior com os diferentes retentores intrarradiculares, à esquerda pino metálico fundido e à direita pino metálico pré-fabricado.

De posse dos desenhos e suas estruturas delimitadas, o programa cria os nós, e por meio da união destes nós, temos a criação dos elementos que formam a malha nos modelos (Figuras 3 e 4).



Figura 3. Malha do retentor metálico fundido



Figura 4. Malha do retentor metálico pré-fabricado.

Fazendo uma análise da distribuição das forças de tração e compressão, verificamos que o retentor metálico fundido de NiCr (Figura 5) foi o que apresentou a melhor distribuição de tensões, sendo mais uniforme e homogênea. A distribuição de tensão é baixa e uniforme em quase toda a raiz, espaço correspondente ao ligamento periodontal, crista óssea alveolar, porção coronária do pino e coroa, havendo um ponto de concentração mais forte no ponto de aplicação da força na coroa e núcleo metálico. Os valores de tração atingidos são os mais baixos da escala, variando de 1.287 MPa a 4.919 MPa. Os valores de compressão variam de -9.607 MPa a 2.344 MPa, sendo que os maiores valores são encontrados quase que totalmente no retentor, em toda sua extensão, o que é bastante positivo, pois favorece o uso deste tipo de pino na clínica odontológica.

Na análise do retentor metálico pré-fabricado de titânio (Figura 6) quando comparado aos demais

retentores, é o que apresenta maiores valores de tensão na região intrarradicular, principalmente na interface da dentina com ligamento periodontal, o que sugere a transmissão de tensão do retentor para a estrutura dentária. No ponto de aplicação da força, o retentor metálico pré-fabricado de titânio comporta-se como o pino metálico fundido, havendo maior concentração na coroa e no pino. A sua distribuição não é uniforme, tendo seus valores aumentados na região da cortical óssea, acentuando-se no osso cortical próximo ao ligamento periodontal. Os valores de tração variam de 1.207 MPa a 4.878 MPa e os valores de compressão variam de -9.806 MPa a -2.464 MPa confirmando que este tipo de pino imprime mais tensões na estrutura dentária, aumentando assim o risco de fratura da mesma.

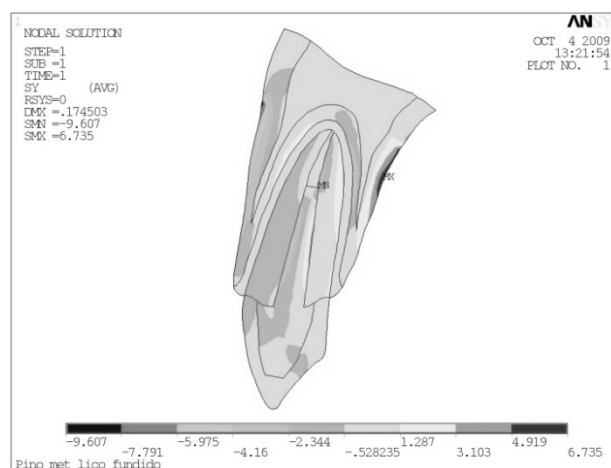


Figura 5. Representação da distribuição de forças após a aplicação da força no elemento com retentor metálico fundido.

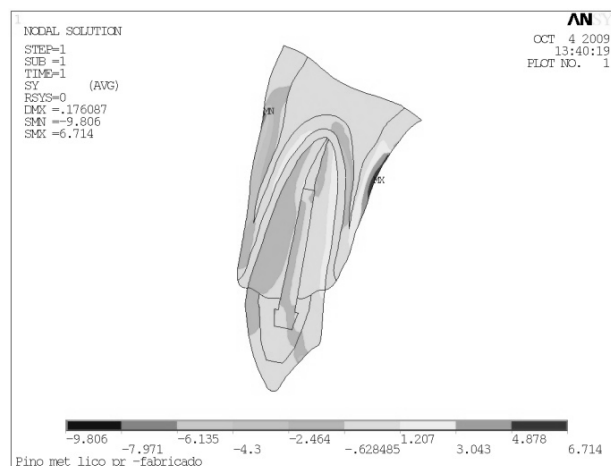


Figura 6. Representação da distribuição de forças após a aplicação da força no elemento com retentor metálico pré-fabricado.

Para as técnicas existentes e tendências atuais na utilização de retentores intrarradiculares pré-fabricados e fundidos, admitimos que a colocação de pinos e núcleos enfraquece a estrutura dentária e,

sempre que possível, deveria ser feito um tratamento restaurador, visando prevenir a perda da vitalidade do dente e, quando necessário, a colocação de pinos retentores intrarradiculares. Para tal, alguns princípios devem ser rigorosamente seguidos como deixar de 4 a 5 mm de cimento obturador do vedamento apical; a largura do pino não deve exceder a metade do diâmetro do tecido remanescente; ter cerca de 2 mm de tecido remanescente dentário acima do limite cervical da coroa a fim de que haja um “abraçamento” do pino na dentina no limite cervical como proteção da raiz¹⁴. Neste trabalho, procuramos analisar e avaliar as tensões que são produzidas em nível do sistema dente-periodonto por uma metodologia muito utilizada em engenharia mecânica e com aplicações cada vez maiores na odontologia: MEF - metodologia dos elementos finitos.

Para este processo, utilizamos um retentor intrarradicular indireto (metálico fundido) e um retentor direto pré-fabricado metálico com um núcleo de resina composta e ambos restaurados com coroa de metalocerâmica em um canino superior.

Em outro estudo, comparamos a resistência à fratura em quatro materiais diferentes usados em núcleo de preenchimento e cinco tipos de pinos pré-fabricados. Foram encontrados 79% de falhas nos núcleos de preenchimento e 21% das falhas restantes ocorreram por fratura da raiz, concluindo que o ponto crítico quando se usa pino pré-fabricado e núcleo de preenchimento é um micromovimento do núcleo de preenchimento, podendo gerar falha na adaptação da coroa e infiltração marginal¹⁵. Em nosso trabalho, verificamos também que o micromovimento, provocado pela força aplicada, aumentou as tensões na união do pino/resina composta, exceto para o pino metálico fundido que teve a dissipação das tensões bem mais favorável.

Em estudo teórico, utilizamos o método de elementos finitos em modelos bidimensionais para comparar as tensões sobre um incisivo central superior hígido e um restaurado com coroa de cerâmica e de retentor intrarradicular. Foi avaliada comparativamente uma série de desenhos para os pinos endodônticos. Quando comparado o modelo do dente hígido com o dente restaurado, a maior concentração de tensões na dentina foi encontrada no dente hígido, o que pode ser explicado pela presença do pino no dente restaurado que, pelo maior módulo de elasticidade, reduz o nível de tensões na dentina subjacente. Os resultados mostraram pequenas alterações no padrão de tensão pela variação do diâmetro, comprimento e forma do pino¹⁶. Embora não tenhamos trabalhado com dentes hígidos, os dados encontrados condizem com os valores esperados, baseando-se no módulo de elasticidade dos materiais dos retentores que estão diretamente ligados às dissipações e/ou concentrações de tensões.

A distribuição de tensões no complexo dente-periodonto encontrada nesse trabalho concentra-se mais na região cervical, quando utilizados pinos de titânio com núcleo de resina composta do que nos núcleos metálicos fundidos. Isto é comprovado com a literatura que confirma serem os núcleos menos rígidos como os

maiores geradores de tensão nesta região¹⁷.

Desenvolvemos um estudo com modelos de incisivo central, utilizando pinos fundidos e metálicos. Os resultados mostraram maior concentração de tensão na coroa, no local de aplicação de força, e no terço médio da raiz, apresentando resultados semelhantes aos que foram encontrados nesta pesquisa¹⁸.

Assim, parece lícito inferir que em situações clínicas em que haja incidência excessiva de cargas sobre o elemento dental reabilitado, o retentor intrarradicular metálico fundido, quando comparado aos metálicos pré-fabricados, será capaz de reduzir o risco da ocorrência de fratura radicular. Esse risco pode, por vezes, comprometer a viabilidade da permanência do elemento dental na cavidade bucal. Portanto, o mais indicado para o uso clínico foi o pino metálico fundido, cujas tensões se manifestaram de maneira mais uniforme no elemento dentário.

CONCLUSÃO

Os pinos intrarradiculares metálicos pré-fabricados de titânio geram forte estresse no sistema dente-periodonto, sendo o menos indicado clinicamente. O mais indicado para uso clínico foi o pino metálico fundido, cuja tensão se manifestou de maneira mais uniforme no elemento dentário.

REFERÊNCIAS

1. Conceição EN. Dentística: Saúde e Estética. Porto Alegre: Artmed, 2000. 346p.
2. Baratieri LN. Dentística Restauradora - Fundamentos e Possibilidades: São Paulo, Ed Santos, 1ª edição, 2001. 500p.
3. Vasconcellos AB. Estudo das tensões em prótese parcial fixa livre de metalocerâmica - Método dos Elementos Finitos. Tese (Doutorado). São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 2001. 97p.
4. Vasconcellos, A B. Estudo das tensões internas em prótese parcial fixa, com dois sistemas de retenção corono-radicular: pinos pré-fabricados e retentores intrarradiculares fundidos - método dos elementos finitos. São Paulo: Tese (Mestrado): Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 1998. 79p.
5. Turner MJ, Clough RH, Martin IIC, Topp LJ. Stiffness and deflection analysis of complex structures. *J Aeronaut Sc* 1956; 23(6) 805-23.
6. Scabell PLA. Estudo do efeito das cargas oclusais sobre a região cervical do primeiro pré-molar superior através do Método dos Elementos Finitos. Rio de Janeiro: Tese (Mestrado): Faculdade de Odontologia da Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 2000. 100p.
7. Bessone L, Fernandez B. Evaluation of different post systems: finite element method. *Int. J. Odontostomat* 2010; 4(3):229-36.

8. Colman HL. Restoration of endodontically treated teeth. *Dental Clinics North America* 1979; 23(4): 647-62.
9. Deutsch A, Musikant BI, Cohen BI. Rational predictable posthole preparation. *Compendium* 1997; 18(6): 626-34.
10. Cohen S, Burns RC. Caminhos da Polpa. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 7ª edição, 1998. 1079p.
11. Holmes D, Diaz Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimensions on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996;75(2):140-7.
12. Grant D, Stern B, Everett F. Orban's periodontics: a concept theory and practice. St Louis CV Mosby 1972. 545p.
13. Anusavice KJ. Phillips: Materiais dentários. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998, 412p.
14. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent* 1996; 75(4):375-80.
15. Cohen BI, Pagnillo MK, Condos S, Deutsch, AS. Four different core materials measured for fracture strength in combination with five different designs of endodontic posts. *J Prosthetic Dent* 1996;76(5):407-95.
16. Davy DT, Dilley GL, Krejci RF. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *J Dent Res* 1981;60(7):1301-10.
17. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2002; 88(4):442-8.
18. Kaur A, Meena N, Shubhashini N, Kumari A, Shetty A. A comparative study of intra canal stress pattern in endodontically treated teeth with average sized canal diameter and reinforced wide canals with three different post systems using finite element analysis. *J Conserv Dent* 2010;1(3):28-33.

Recebido/Received: 28/01/2011
 Revisado/Reviewed: 13/07/2011
 Aprovado/Approved: 24/09/2011

Correspondência:

Henrique Eduardo Oliveira
 Rua Justina Bulhões 2 Bloco 3 apt 403
 Ingá – Niterói – Rio de Janeiro
 CEP: 24210-455
 Telefone: (21) 27172721
 E-mail: rickyendo@gmail.com