

Análise biomecânica de dentes restaurados com retentor intrarradicular fundido, com ou sem férula

Biomechanical analysis of teeth restored with cast intra-radicular retainer, with or without ferrule

Isis Andréa Venturini Pola POIATE¹
Edgard POIATE JUNIOR²
Rafael Yagüe BALLESTER³

RESUMO

Objetivo: Avaliar a influência de variações no formato da férula dada por núcleo estojado sobre as tensões desenvolvidas na raiz.

Métodos: Seis modelos 3D de um segundo pré-molar superior foram confeccionados a partir das dimensões médias obtidas na literatura. Simulou-se uma carga mastigatória (291,36N) com resultante paralela ao longo eixo do dente. Em quatro modelos, variou-se o tamanho do espelho (E): 1/3 da espessura da parede radicular (E1) ou 2/3 (E2). A altura (A) do bisel foi equivalente a E1 (A1) ou a E2 (A2), ou seja: férula E1A1 e E2A2 com inclinação de 45°. Um modelo representou o dente hígido, outro modelo simulou núcleo apenas, com espelho, sem férula (E2A0). Todos os casos mantiveram a mesma restauração coronária. Todas as estruturas foram consideradas homogêneas, isotrópicas e lineares elásticas. O aumento da altura do estojo (de E2A1 para E2A2 ou de E1A1 para E1A2) provocou mudança das tensões compressivas para trativas na dentina radicular sobre o estojo.

Resultados: Os melhores resultados foram obtidos pelo modelo E1A2, que minimizou as tensões trativas na dentina radicular cervical e na dentina radicular próxima ao ligamento periodontal, seguido do modelo E1A1, E2A1 e E2A2.

Conclusão: Para distribuir, de melhor modo possível, a tensão na dentina radicular sobre o espelho é imprescindível que exista férula. A férula protege a dentina radicular sob o espelho (quanto mais alta, melhor) e a inclinação de 45° resulta em efeito protetor mais eficiente para a dentina sobre o espelho.

Termos de indexação: férula; análise de elemento finito; raiz dentária.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the influence of variations in ferrule shape given by the core placed, on stresses developed in the root.

Methods: Six 3D models of a maxillary second premolar were made according to the mean dimensions obtained in the literature. A masticatory load (291.36N) was simulated with result parallel to the long axis of the tooth. In four models, the size of the plate (E) was varied: 1/3 of the root wall thickness (E1) or 2/3 (E2). The height (A) of the bevel was equivalent to E1 (A1) or E2 (A2), that is: ferrule E1A1 and E2A2 with an inclination of 45°. One model represented a healthy tooth, another model simulated the core only, with plate, without ferrule (E2A0). All the cases had the same coronal restoration. All the structures were considered homogenous, isotropic and linear elastic. The increase in the height of the recess (from E2A1 to E2A2 or from E1A1 to E1A2) caused changes in the compressive shear stresses in the root dentin over the recess.

Results: The best results were obtained by model E1A2, which minimized the shear/ stresses in the cervical root dentin and in the root dentin close to the periodontal ligament, followed by models E1A1, E2A1 and E2A2.

Conclusion: To distribute the stress on the root dentin on the plate in the best possible manner, it is imperative to have the ferrule. The ferrule protects the root dentin under the plate (the higher the better) and the inclination of 45° results in a more efficient protective effect for the dentin over plate.

Indexing terms: ferrule; finite element analysis; tooth root.

INTRODUÇÃO

Para a reconstrução protética de dentes com grande destruição coronária, torna-se, muitas vezes, indispensável obter-se retenção mediante o uso de pinos intrarradiculares. Entretanto, tem sido mostrado que os pinos não reforçam dentes tratados endodonticamente. Este método restaurador

não devolve a resistência à fratura que um dente vital possui, devido ao efeito de cunha que este tipo de restauração causa e às diferentes propriedades físicas entre o pino e o dente.

Uma tentativa de aumentar a resistência da raiz, frente aos carregamentos fisiológicos, é a confecção de férula, propiciada pelo núcleo ou pela coroa, que tende a produzir o abraçamento da estrutura dental em torno do pino. A férula é um colar metálico de 360° que circunda as paredes axiais

¹ Universidade de São Paulo, Departamento de Física Geral. Rua Joaquim Antunes, 1049, Pinheiros, 05415-012, São Paulo, SP, Brasil. Correspondência para / Correspondence to: IAVP POIATE (isis_poiate@yahoo.com.br).

² Universidade de São Paulo, Departamento de Minas e Petróleo. São Paulo, SP, Brasil.

³ Universidade de São Paulo, Departamento de Biomateriais e Bioquímica, Faculdade de Odontologia. São Paulo, SP, Brasil.

da dentina remanescente. Estende-se ao ombro do preparo, numa altura mínima de 1,5 a 2 mm da estrutura intacta de dente¹.

Segundo Loney et al.², a férula fornecida pelo núcleo contribui para a distribuição mais equilibrada das tensões na raiz, e poderia comprimir a estrutura remanescente.

A compreensão dos princípios biomecânicos aplicáveis às restaurações é importante para projetar restaurações que providenciem maior resistência e retenção. Faltam informações na literatura corrente sobre quais seriam os formatos ideais da férula formada pelo núcleo estojado. O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência de variações no formato da férula sobre as tensões desenvolvidas na raiz.

MÉTODOS

Foram confeccionados seis modelos 3D de um segundo pré-molar superior a partir das dimensões médias obtidas na literatura. Em quatro modelos houve uma variação na linha de terminação do preparo do núcleo estojado, um modelo representou o dente hígido e um modelo simulou núcleo simples (sem férula), mantendo-se a mesma restauração coronária.

Os modelos de elementos finitos do segundo pré-molar superior foram confeccionados com comprimento total de 21,4 mm, comprimento radicular de 14,1 mm, largura mesio-distal de 5,0 mm e largura vestibulo-lingual de 8,5 mm no colo da raiz, dimensões médias encontradas por Cantisano et al.³.

Para confecção da geometria da raiz, as dimensões médias da dentina radicular foram baseadas nos dados apresentados por Shillingburg & Grace⁴, obtidas por meio de quatro cortes horizontais, realizados ao longo do eixo principal da raiz a partir da junção cimento-esmalte com intervalo de 3,5mm.

A espessura da dentina no restante da raiz foi obtida pela interpolação a partir dos quatro dados existentes, seguindo a anatomia da raiz.

Em razão da espessura de dentina radicular variar tanto no eixo vertical como horizontal da raiz, a relação entre largura/altura do estojo (porção do retentor que circunda a raiz) foi determinada proporcionalmente à espessura de dentina radicular encontrada na região da junção cimento-esmalte no lado lingual (1,85 mm), dividindo-a por três terços. Em outras palavras, temos estojos variando de 0,62 x 0,62 (1 x 1) a 1,34 x 1,34 mm (2 x 2) (Figura 1).

As dimensões médias da polpa radicular foram obtidas por interpolação a partir dos dados apresentados

por Green & Brooklyn⁵, que fornecem o diâmetro médio do forame apical e por Shillingburg & Grace⁴, que fornecem as dimensões médias na região cervical.

Da mesma forma, para a confecção da geometria da coroa clínica, as espessuras de esmalte e dentina coronária foram baseadas nos dados apresentados por Shillingburg & Grace⁴, por meio de cortes de intervalo de 1 mm, por Cantisano et al.³ e Ueti et al.⁶. A altura da cúspide vestibular foi considerada maior que a cúspide lingual em 0,9 mm, uma vez que corresponde aos segundos pré-molares superiores, conforme Shillingburg et al.⁷.

As dimensões da câmara pulpar foram baseadas nos dados apresentados por Cantisano et al.³, que apresentam a altura da coroa; por Shillingburg & Grace⁴, que apresentam a espessura vertical de dentina e de esmalte a partir da câmara; por Ueti et al.⁶, que apresentam a espessura de dentina e esmalte em um corte vestibulo-lingual.

Todos os modelos com retentor intrarradicular apresentaram as mesmas características em relação à coroa metalo-cerâmica, espessura de cimento, selamento apical e ligamento periodontal.

A espessura mínima do metal (NiCr) na restauração metalo-cerâmica foi 0,3 mm, de acordo com Yamamoto⁸. A coroa metalo-cerâmica teve o contorno correspondente ao do esmalte, sendo espessura, em média, de 1,5 mm na face vestibular, 1,2 mm na face lingual, 1,0 mm na face proximal e 2,0 mm na face oclusal, com um término em chanfro em torno do dente.

A espessura do cimento fosfato de zinco, usado para cimentação da coroa e do retentor intrarradicular apresentou uma espessura de 50 a 100µm (0,05 a 0,10 mm), de acordo com Shillingburg Jr. et al.⁹. O remanescente de guta-percha foi de 5 mm.

A partir das superfícies das estruturas confeccionadas, foram geradas as malhas superficiais com elementos triangulares de topologia plana linear Tri3 e geração da malha volumétrica com elementos tetraédricos de topologia Tet4 em cada uma das estruturas. O grau de discretização dos modelos foi estabelecido a partir de estudos de convergência dos resultados, da capacidade do computador (Pentium Dual-Core 1.7GHz e 2Gb de memória RAM) utilizado nas análises, e de testes de verificação de elementos distorcidos, para assegurar adequada densidade da malha de elementos finitos para cada um dos modelos.

Todas as estruturas foram representadas como isotrópicas, homogêneas e linearmente elásticas, caracterizadas pelo módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, e as interfaces entre as estruturas foram representadas como perfeitamente unidas (Tabela 1).

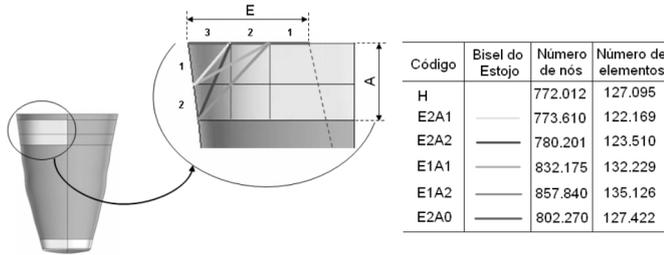


Figura 1. Características diferenciais da dentina radicular.

Tabela 1. Propriedades mecânicas dos materiais e estruturas anatômicas.

Estrutura / Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson	Referência
Polpa	0,02	0,45	Farah & Craig ¹⁰
Dentina	18,6	0,31	Ko et al. ¹¹
Esmalte	41,0	0,3	Ko et al. ¹¹
Ligamento periodontal	0,0689	0,45	Weinstein ¹²
Osso Cortical	13,7	0,30	Veiga ¹³
Osso Esponjoso	1,37	0,30	Veiga ¹³
Guta-percha	0,00069	0,45	Friedman et al. ¹⁴
NiCr	188	0,33	Vasconcelos ¹⁵
Cimento Fosfato de Zinco	13	0,35	Powers et al. ¹⁶
Cerâmica Feldspática	82,8	0,35	Peyton & Craig ¹⁷
Retentor metálico fundido (ILOR56: gold-alloy post)	93,0	0,33	Pegoretti et al. ¹⁸

Para melhor simulação da realidade clínica, a superfície externa do ligamento periodontal, com espessura de 0,25 mm, foi considerada fixa em todos os modelos¹⁹.

Em todos os modelos foi simulada a aplicação de uma carga estática total de 291,36N, distribuída por 38 pontos nodais, 19 dos quais em uma área de 0,85 mm² na cúspide vestibular e 19 em uma área de 0,91 mm² na cúspide lingual²⁰⁻²¹. Foram aplicadas cargas oblíquas, com uma inclinação de 45°, mas com a resultante paralela ao longo eixo do dente.

O programa MSC/PATRAN2005r2 (*The MacNeal-Schwendler Corporation, USA*) utilizado no pré-processamento, também foi empregado no pós-processamento para visualização e avaliação dos resultados, enquanto o processamento foi realizado no programa MSC/NASTRAN2005r2.

RESULTADOS

A Figura 2 corresponde a uma visão panorâmica dos resultados das tensões principais máximas na dentina, numa vista vestibular e lingual, em todos os modelos. Na Figura 3 pode-se observar, com auxílio dos vetores de tensão compressiva e trativa, a superfície interna e externa da dentina radicular, corte vestibulo-lingual e méso-

distal, nas quais é possível visualizarem-se, com clareza, as tensões trativas com pico de 2MPa na dentina sobre o término do pino.

Ao analisar os modelos com retentor intrarradicular, os resultados obtidos com os modelos E2A1 e E1A1 apresentaram padrão de distribuição de tensões semelhante, mas diferentes dos modelos E2A2 e E1A2, que também são semelhantes abaixo da dentina estojada (Figura 2). Nestes modelos, os valores de tensão trativas no terço cervical da raiz sobre o ápice do pino foram iguais (Figura 3).

O modelo E2A1 apresentou tensões compressivas na dentina radicular sobre o estójo (0,5 a 1MPa) e tensões trativas (0,1MPa) na dentina radicular acima do ligamento periodontal, semelhante ao resultado encontrado pelo modelo sem férula. O modelo E2A2 apresentou tensões trativas na dentina radicular sobre o estójo (0,1 a 0,5MPa) e tensões compressivas na dentina radicular acima do ligamento periodontal (0,1 a 0,5 mm), face mesial e distal, minimizando o efeito cunha nesta região.

Comparando-se o modelo E2A1 com o modelo E2A2 e o modelo E1A1 com o modelo E1A2, podemos concluir que o aumento da altura do estójo, mantendo-se a mesma largura, mudou as tensões compressivas para trativas na dentina radicular sobre o estójo. Comparando-se o modelo E2A1 com o modelo E1A1 podemos concluir que o aumento na largura do estójo, mantendo-se a altura, foi importante no efeito protetor férula, pois as tensões compressivas aumentaram quatro vezes (0,5MPa para 2MPa). O modelo E1A2 apresentou tensões compressivas na dentina radicular sobre o estójo (0,1 a 0,5MPa) e tensões compressivas na dentina radicular acima do ligamento periodontal (0,1 a 0,5 mm), face mesial e distal.

Comparando-se o modelo E2A2 com o modelo E1A2 podemos concluir que o aumento na largura do estójo, mantendo-se a altura, foi importante no efeito férula, pois mudou as tensões trativas para compressivas na dentina radicular sobre o estójo.

Os melhores resultados foram obtidos pelo modelo E1A2, que minimizou as tensões trativas na dentina radicular cervical e na dentina radicular próxima ao ligamento periodontal, seguido dos modelos E1A1, E2A1 e E2A2.

Na Figura 4 é ilustrada a tensão principal máxima na dentina radicular sobre o bisel do estójo. Os modelos E2A1 e E1A2, que apresentam mesma inclinação (45°), mostram uma pequena compressão, similar ao modelo E2A0 (sem férula). O modelo E2A2, que representa um bisel com inclinação de 63,43°, mostra tensões de tração, além de compressão, que pela direção (Figura 2) sugere tendência a descolar ou romper a camada de cimento na região. Portanto, a inclinação maior que 45° é desfavorável, assim como a inclinação menor que 45°, que aumenta a compressão em mais do que quatro vezes.



Figura 2. Visão panorâmica na dentina dos resultados das tensões principais máximas, sob vista vestibular e lingual, em todos os modelos.

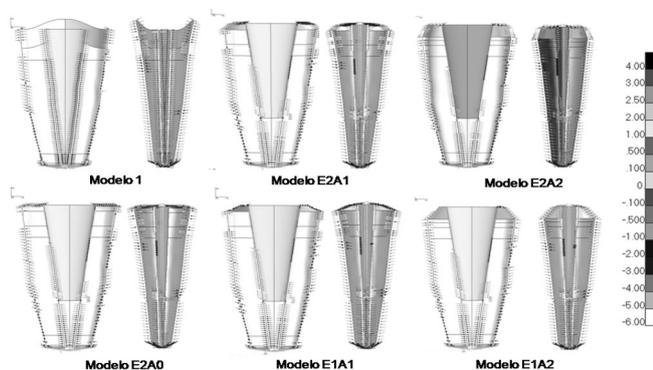


Figura 3. Vetores resultantes das tensões principais máximas na superfície interna e externa da dentina radicular, corte vestibulo-lingual e mesio-distal, respectivamente.

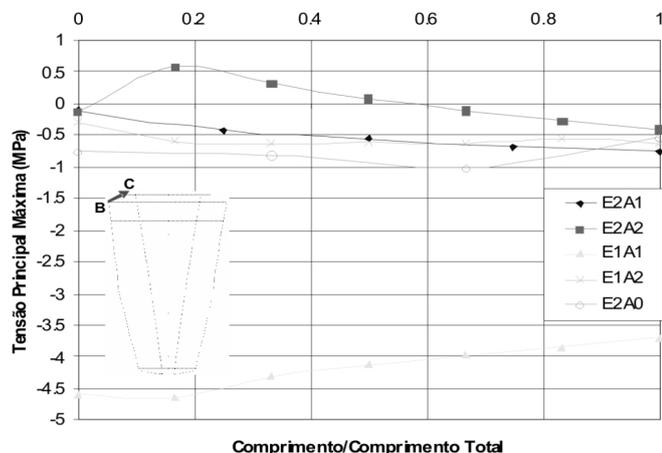


Figura 4. Tensão principal máxima em dentina radicular sobre o bisel do estojo.

DISCUSSÃO

Um retentor intrarradicular pode transferir o esforço oclusal para o seu interior, causando o efeito de uma cunha, que possibilita a fratura longitudinal da raiz. O efeito cunha aparece quando o carregamento favorece a intrusão de um pino com formato tronco cônico no interior da raiz. Quando isto acontece, a cunha tende a aumentar o perímetro da seção

transversal do remanescente, e aparecem tensões de tração orientadas paralelamente aos contornos circulares da seção transversal.

Para resistir ao efeito cunha, atribui-se uma férula de 2 mm de estrutura coronária sadia, além do término da linha de cimentação do núcleo¹.

Entretanto, um dos problemas fundamentais nos dentes tratados endodonticamente é a quantidade de dentina radicular remanescente saudável para reter as restaurações. Barkhordar et al.²² indicam cirurgia de aumento de coroa clínica ou extrusão ortodôntica quando não há como ferulizar 1,5mm na região cervical. Entretanto, Dessimoni²³ analisou o efeito protetor da férula em dentes sem remanescente coronário e concluiu que a extrusão ortodôntica de 2 mm de remanescente radicular, com objetivo de se obter férula, dada pela coroa protética, obteve o padrão de distribuição de tensões semelhante ao do modelo simulando férula, no qual tal simulação é dada pelo núcleo, porém, os valores das tensões aumentaram, significando que o estado tensional do dente extruído foi mais desfavorável.

Pela falta de informações na literatura corrente sobre quais seriam os formatos ideais da férula ou quais fatores são mais eficientes na férula (altura, largura, inclinação), esse estudo teve como objetivo comparar os resultados dos modelos com diversos formatos de férula e avaliar o efeito protetor da férula radicular.

Ao comparar os resultados do modelo 1 (dente hígido) com os do modelo sem férula, observou-se que no dente hígido as regiões de máxima tensão na dentina ocorreram de forma mais distribuída ao longo do dente, porém com acúmulo de tensões na dentina radicular lingual, devido à menor espessura da dentina nesta face. Com a inserção do pino de ouro, as tensões ficaram mais concentradas no ápice do pino.

Ao comparar os resultados obtidos pelos modelos com férula pôde-se concluir que o aumento na largura do estojo foi mais importante no efeito protetor da férula sobre a tensão desenvolvida na dentina da região do espelho do que o aumento da altura do estojo. Os melhores resultados foram obtidos pelo modelo E1A2, que minimizou tensões trativas na dentina radicular cervical (tensões compressivas de 0,5 a 1,0MPa) e na dentina radicular próxima ao ligamento periodontal, demonstrando a ação do efeito de abraçamento da raiz. As tensões trativas na dentina localizaram-se no ápice do pino, independentemente da altura ou largura da férula, devido à diferença de rigidez (módulo de elasticidade) entre pino intrarradicular e materiais adjacentes (dentina, cimento e guta-percha) e pela pequena área na qual a carga esta exercendo sua força.

Tjan & Wang²⁴ discutiram que o modelo de retentor intrarradicular com espelho perpendicular ao eixo da raiz previne a intrusão do núcleo no canal,

promovendo o “efeito espelho”. Os resultados do trabalho elucidado neste artigo indicam que o efeito férula é mais importante do que o efeito espelho, pois as tensões compressivas aumentaram quatro vezes (0,5MPa para 2,0MPa) ao diminuir-se o apoio do espelho sobre o topo cervical da raiz, acarretando diminuição do efeito espelho e o aumento do efeito férula quando comparados os modelos E2A1 e o E1A1. Os resultados do modelo E2A2 mostram valores de tensão trativas na camada de cimento entre o estojo e dentina radicular e no ápice do cimento sobre o pino intrarradicular, o que indica possibilidade de falha do cimento nesta área.

Enquanto a altura da férula é importante na distribuição de tensões¹, a inclinação da mesma (45°), com maior altura, indicou ser muito efetiva em seu efeito protetor, pela transmissão de tensões compressivas da dentina radicular sobre o estojo para a dentina radicular logo abaixo da férula (sem abraçamento do ligamento periodontal). A inclinação da férula menor que 45°, demonstrada pelo modelo E1A1, mostrou tensões compressivas na dentina sobre o estojo, entretanto, não transmitiu estas tensões para a dentina radicular abaixo da férula.

As tensões compressivas circunferenciais no diâmetro da raiz, em torno do pino, encontradas no modelo sem férula podem ser resultado do efeito espelho, citado por Tjan & Wang²⁴.

CONCLUSÃO

Pode-se concluir que, para distribuir de melhor modo possível a tensão na dentina radicular sobre o espelho, é imprescindível que exista férula. A férula protege a dentina radicular sob o espelho (quanto mais alta, melhor) e a inclinação de 45° resulta em efeito protetor mais eficiente para a dentina sobre o espelho.

Colaboradores

IAVP POIATE, E POIATE JUNIOR e RY BALLESTER participaram da concepção e da redação do artigo.

REFERÊNCIAS

- Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent.* 1999; 82(6): 643-57.
- Loney RW, Kotowicz WE, McDowel GC. Three-dimensional photoelastic stress analysis of the ferrule effect in cast post and cores. *J Prosthet Dent.* 1990; 63(5): 506-12.
- Cantisano W, Palhares WR, Santos HJ. Anatomia dental e escultura. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1987.
- Shillingburg HT, Grace CS. Thickness of enamel and dentin. *J South Calif Dent Assoc.* 1973; 41(1): 33-52.
- Green D, Brooklyn NY. Stereomicroscopic study of 700 root apices of maxillary and mandibular posterior teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1960; 13(6): 728-33.
- Ueti H, Todescan R, Gil C. Estudo da espessura esmalte/dentina em função de idade, grupo de dentes e distância em relação à porção externa da coroa clínica. *RPG – Rev Pós-Graduação.* 1997; 4(2): 153-9.
- Shillingburg HT, Kaplan MJ, Grace CS. Tooth dimensions – A comparative study. *J South Calif Dent Assoc.* 1972; 40(9): 830-9.
- Yamamoto M. Metal-ceramics: principles and methods of Makoto Yamamoto. Chicago: Quintessence; 1985.
- Shillingburg JR H, Hobo S, Whitsett LD, JACOBI R, Brackett SE. Fundamentos de prótese fixa. 3 ed. São Paulo: Quintessence; 1998.
- Farah J, Craig R. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Dent Res.* 1974; 53(4): 859-66.
- Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent.* 1992; 68(3): 421-7.
- Weinstein AM, Klaawitter JJ, Cook SD. Implant-bone interface characteristics of bioglass dental implants. *J Biomed Mater Res.* 1980; 14(1): 23-9.
- Veiga JAL. Distribuição das tensões de von Mises em dente hígido e em dente restaurado com coroa metalo-cerâmica e retentor intra-radicular fundido, sob carga axial e carga horizontal [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 1996.
- Friedman C, Sandrik J, Heuer M, Rapp G. Composition and mechanical properties of gutta-percha endodontic points. *J Dent Res.* 1975; 54(8): 921-5.
- Vasconcellos AB, Mori M, Anduezza A, Silva EM. Tensões internas em prótese parcial fixa com dois sistemas de retenção corono-radicular: método dos elementos finitos. *Rev Bras Odont.* 1999; 59(3): 206-10.
- Craig RG, Farah JW, Powers JM. Modulus of elasticity and strength properties of dental cements. *J Am Dent Assoc.* 1976; 92(3): 588-91.
- Peyton FA, Craig RG. Current evaluation of plastics in crown and bridge prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1963; 13: 743-53.
- Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials.* 2002; 23(13): 2667-82.

19. Lee SY, Huang HM, Lin CY. In vivo and in vitro natural frequency analysis of periodontal conditions: an innovative method. *J Periodontol.* 2000; 71(4): 632-40.
20. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.* 2004; 31(1): 18-22.
21. Kumugai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *J Oral Rehabil.* 1999; 26(12): 932-5.
22. Barkhordar RA, Radke R, Abbasi J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. *J Prosthet Dent.* 1989; 62(6): 676-78.
23. Dessimoni ET. Efeito protetor da férula – Análise das tensões em incisivo central superior restaurado com núcleo metálico fundido e coroa metalo-cerâmica: métodos dos elementos finitos [tese]. Rio de Janeiro: Universidade do Estado do Rio de Janeiro; 2002.
24. Tjan AHL, Whang SB. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. *J Prosthet Dent.* 1985; 53(4): 496-500.

Recebido em: 17/10/2007

Aprovado em: 7/12/2007