

SIMULAÇÃO NUMÉRICA DE COROAS DENTÁRIAS SUBMETIDAS A CARGAS TÉRMICAS E DE MASTIGAÇÃO

Jesiel Cunha

Faculdade de Engenharia Civil

Raquel Santini Leandro Rade

Faculdade de Matemática e Física

Henner Alberto Gomide

Faculdade de Engenharia Mecânica

Universidade Federal de Uberlândia

Resumo

Este trabalho se insere no contexto da Biomecânica, buscando estudar o problema da distribuição das tensões responsáveis pela falha de coroas protéticas. Além das falhas que ocorrem devido ao procedimento de cimentação e dos materiais empregados, outros fatores que contribuem para a diminuição da resistência à retenção das coroas estão relacionados com os esforços mecânicos provocados por variações térmicas e pela mastigação, a que as coroas estão submetidas diariamente. O presente estudo analisa, do ponto de vista do comportamento mecânico, as tensões geradas por choques térmicos e cargas de compressão na coroa, através do Método dos Elementos Finitos. Os altos níveis de tensões encontrados em determinadas regiões podem provocar fissuras que agravam o fenômeno da infiltração marginal, principal responsável pelo descolamento da coroa. As análises feitas mostraram a importância da consideração das tensões geradas, em particular nas regiões onde a infiltração marginal pode ocorrer.

Palavras-chave: Biomecânica, Coroas dentárias, Infiltração marginal, Método dos Elementos Finitos, Comportamento mecânico.

1. INTRODUÇÃO

A perda de elementos dentários compromete a mastigação, a fonética e a estética. A odontologia restauradora atual se baseia em parâmetros de conservação da estrutura dental e na obtenção de resultados estéticos, pela utilização de materiais que conseguem, através da adesão, restaurar o elemento dental de forma satisfatória. Porém, nem sempre é possível restaurar conservadoramente um elemento dental com grande destruição coronária, sendo pois, necessária a utilização de coroas protéticas. Uma coroa consiste de um envoltório metálico, geralmente feito de ligas de ferro-cromo ou níquel-cromo, preso por um cimento à dentina, conforme mostra a Figura 1. As coroas dentárias falham, na maioria dos casos, por processos ligados ao

comportamento mecânico do material cimentante. Estas falhas podem resultar em infiltração marginal e, em casos extremos, no descolamento da peça protética. A falta de uma eficiente ligação da coroa protética ao dente gera micro-fendas na região de cimentação, constituindo meios de entrada de bactérias e fluidos bucais que podem causar desde o aumento da sensibilidade pós-operatória, até a necrose pulpar e a perda definitiva do dente (Graver *et al.*, 1990; Tjan, 1987; Tjan & Sarkassian, 1986; Radke, 1988).

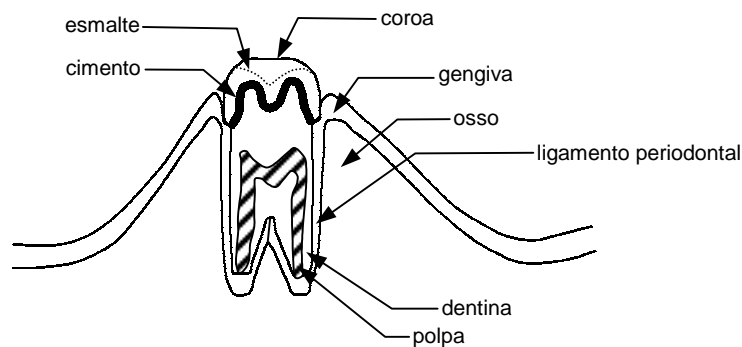


Figura 1- Esquema representativo de uma coroa fixa.

Além dos esforços advindos da mastigação, em sua alimentação diária o homem provoca choques térmicos na estrutura dentária ao consumir, por exemplo, uma xícara de café ou um copo de água gelada. Alguns estudos sugeriram a importância das variações de temperatura na aderência marginal de materiais de restauração dentária. Esta variação de temperatura provocaria o surgimento de fissuras nos materiais componentes de uma coroa. Experimentos realizados em restaurações sujeitas a variações de temperatura mostraram que o descolamento coroa/cimento/dentina pode ser causado pela diferença entre os coeficientes de dilatação térmica dos tecidos dentários e dos materiais de restauração, além da influência da expansão de fluidos localizados entre o dente e a restauração (Murphy & Gomide, 1997). Além destes, outros efeitos da variação de temperatura estão sendo analisados em ensaios de transferência de corpos de prova entre soluções frias e quentes, ensaio conhecido como termociclagem (Muradas & Gomide, 1998).

O objetivo principal deste trabalho foi de analisar, através de simulações numéricas, o comportamento mecânico de coroas protéticas, sob ação de efeitos térmicos e de mastigação. Buscou-se analisar, de forma qualitativa, a influência das tensões no processo de falha das coroas, em particular nas interfaces cimento/estrutura dentária e cimento/coróa, onde a infiltração marginal pode ocorrer, levando ao descolamento da coroa.

2. SIMULAÇÃO POR ELEMENTOS FINITOS

Para proceder às simulações numéricas foi utilizado o Método dos Elementos Finitos. A análise de problemas na Biomecânica utilizando o Método dos Elementos Finitos já constitui um procedimento comum em várias aplicações, tais como projeto de próteses e implantes e análise de problemas médicos e odontológicos de alguma maneira ligados a esforços mecânicos.

As simulações computacionais feitas permitiram as análises do ponto de vista do comportamento mecânico, em regime elástico. Como foi dito, os pontos explorados foram a verificação do impacto das variações térmicas e a simulação da mastigação, com o objetivo de verificar os esforços advindos dessas solicitações.

O Método dos Elementos Finitos permite uma grande variação das propriedades dos materiais, da geometria dos componentes, dos esforços aplicados e das condições de contorno (Imbert, 1995). A partir de uma base de dados experimentais pode-se simular diversas situações práticas correntes ou mesmo extremas, às vezes difíceis de serem realizadas experimentalmente. Para efetuar as simulações, foi confeccionado um modelo de elementos finitos que se aproxime da situação real. A geometria do dente foi traçada com base na observação de várias amostras, tomando-se um formato anatômico médio, de tal forma que o estudo não ficasse limitado a um caso particular, tratando assim o problema de uma forma mais genérica.

Foi utilizado o programa comercial ANSYS® (1995). O elemento escolhido foi o *SOLID45*, para análise de campos de tensão e deformação tridimensionais. Este elemento possui 8 nós, sendo 3 graus de liberdade por nó. Para a modelagem do ligamento periodontal foi utilizado o elemento *COMBIN39*, que simula o comportamento de uma mola. O modelo resultante (Figura 2) é composto de 5268 nós, 4591 elementos, correspondendo a aproximadamente 15.000 graus de liberdade. O grau de refinamento da malha foi definido em função da precisão requerida para os resultados. Um aspecto interessante da modelagem é que as malhas das partes componentes do conjunto (coroa, cimento e dentina) foram concebidas separadamente, conforme mostra a Figura 2, de forma a permitir análises independentes em cada componente. É importante salientar que este modelo, embora aproximado, é significativo na representação da estrutura real, pois considera os efeitos mecânicos de forma tridimensional, o que não é comum na maioria dos estudos referentes ao assunto. Na literatura, encontra-se modelos em estado plano de deformação, estado plano de tensões ou modelos axissimétricos (Albuquerque *et al.*, 1999).

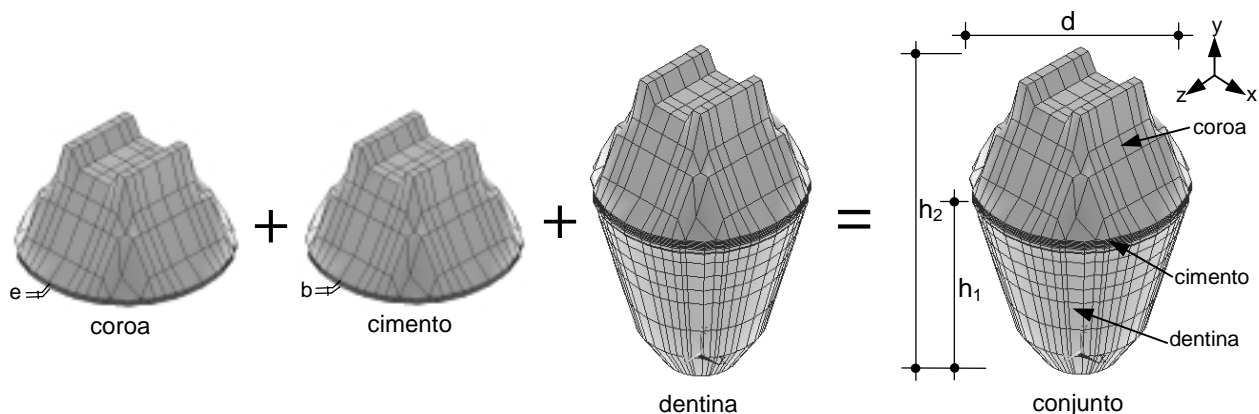


Figura 2 – Composição e dimensões do modelo de elementos finitos.

2.1. Parâmetros da simulação

2.1.1. Propriedades dos materiais

As propriedades físicas e mecânicas dos materiais envolvidos foram extraídas da bibliografia (Vieira, 1976; Phyllips, 1976; O'Bryen & Ryge, 1981; Selna, L.G. *et al.*, 1975). Estas propriedades, bem como as dimensões básicas (mostradas na Figura 2) são dadas na seqüência. Dentina: $E=1.73 \times 10^{10} \text{ N/m}^2$ (módulo de elasticidade); $\nu=0.3$ (coeficiente de Poisson); $\alpha=11.4 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ (coeficiente de expansão térmica); cimento (fosfato de zinco): $E=22.4 \times 10^9 \text{ N/m}^2$; $\nu=0.35$; $\alpha=10 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$; coroa (níquel-cromo): $E=1.79 \times 10^{11} \text{ N/m}^2$; $\nu=0.32$; $\alpha=17.3 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$. Dados da geometria: $h_1=0.012 \text{ m}$ (altura da base); $h_2=0.019 \text{ m}$ (altura total); $d=0.012 \text{ m}$ (diâmetro da coroa); $e=0.0005 \text{ m}$ (espessura da coroa); $b=0.0001 \text{ m}$ (espessura do cimento).

Em relação às propriedades referentes ao corpo humano, é importante observar que os valores utilizados são aproximados, pois são de difícil identificação experimental. Algumas propriedades podem variar em função da localização anatômica e de características biológicas individuais. Além disso, os materiais são geralmente heterogêneos e anisotrópicos, o que pode levar a valores de propriedades que variam de ponto a ponto (Noritomi & Sollero, 1999).

2.1.2. Condições térmicas impostas

A simulação numérica do efeito das variações de temperatura consistiu de choques térmicos aplicados ao modelo. Estes choques térmicos são advindos do fato de que o homem ingere alimentos em diferentes temperaturas. Desta forma, a temperatura do modelo passa por variações discretas, de 37°C para 55 °C no caso de aquecimento e de 37°C para 5 °C no caso de resfriamento. Deve-se observar que a simulação numérica efetuada não é uma termociclagem efetiva, onde os choques térmicos são sucessivos, resultando em fadiga térmica dos materiais.

2.1.3. Condições da mastigação

Os esforços advindos do processo de mastigação de alimentos pode ser outro fator que contribui, do ponto de vista do comportamento mecânico, ao processo de descolamento dos materiais na interface. Segundo Carvalho & Matson (1990), o esforço de mastigação corresponde a uma carga concentrada de compressão, de módulo aproximadamente igual a 50 kgf. Essa carga foi aplicada de forma assimétrica em uma região distante do centro geométrico da seção transversal do modelo (Figura 3), afim de que seu efeito seja o mais crítico possível.

2.1.4. Condições de contorno

Em relação às condições de contorno, ou seja, as restrições cinemáticas impostas ao modelo, estas consistem da imposição da rigidez do ligamento periodontal, que é uma membrana que liga o dente e a arcada dentária, conforme mostrou a Figura 1. O ligamento periodontal tem uma estrutura complexa formada por material fluido e fibroso, tornando a identificação de suas propriedades bastante difícil. Segundo Selna *et al.* (1975), o ligamento pode ser modelado por um conjunto de molas com rigidez conhecida, conforme está representado esquematicamente na Figura 3.

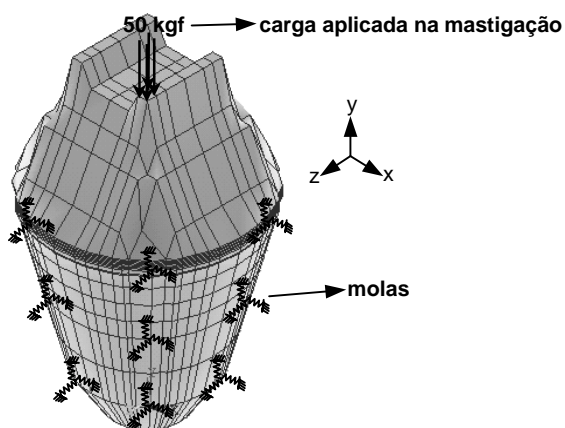


Figura 3 – Representação da modelagem do ligamento periodontal por meio de sistemas de molas, e do carregamento referente à mastigação.

Com este tipo de modelagem, todos os nós pertencentes à interface dentina/osso estão conectados por sistemas de molas. Os valores utilizados para as constantes das molas nas direções x , y e z foram: $K_x=210449$ N/m; $K_y=34243$ N/m; $K_z=210449$ N/m.

3. RESULTADOS OBTIDOS

Os resultados das simulações numéricas foram analisados no que se refere à distribuição das tensões no conjunto e nos componentes individualmente (cimento, coroa e dentina), conforme mostrou a modelagem da Figura 2. Serão mostradas as figuras referentes às duas situações analisadas: choques térmicos e aplicação da carga de mastigação. Estas duas situações foram simuladas de forma independente.

Foi obtida uma grande quantidade de resultados. Apenas alguns destes resultados serão mostrados, sendo o suficiente para as análises efetuadas, que são de caráter mais qualitativo. Como valores de referência, serão fornecidas as distribuições das tensões principais σ_I e das tensões normais σ_{yy} , no conjunto e nos componentes, para situações de resfriamento e aquecimento. As tensões principais σ_I constituem um possível critério de resistência (falha) dos materiais. Já as tensões σ_{yy} , de tração em particular, atuam diretamente no sentido do descolamento na interface. Os valores das tensões estarão sempre em N/m^2 .

As tensões resultantes do choque térmico de aquecimento ($\Delta T=18^\circ C \rightarrow 37-55^\circ C$) são mostradas nas Figuras de 4 a 7. A distribuição das tensões σ_I na prótese para o resfriamento ($\Delta T=32^\circ C \rightarrow 37-5^\circ C$) é dada pela Figura 8. A Figura 9 mostra a distribuição das tensões σ_{yy} no conjunto, quando da aplicação da carga excêntrica de 50 kgf, conforme Figura 3. A Figura 10 mostra a distribuição da tensão de Von Mises para a situação de aquecimento.

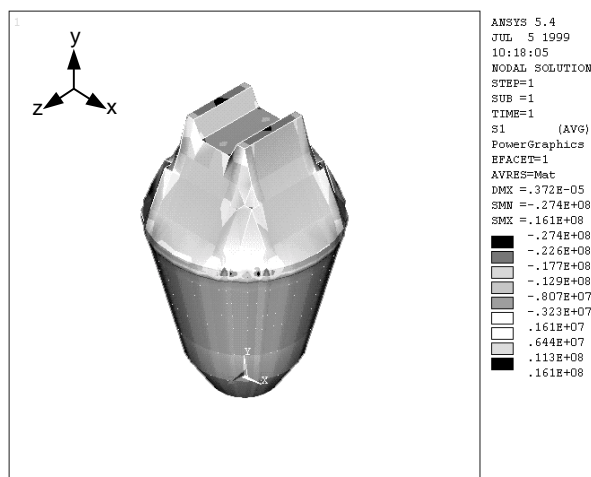


Figura 4 - Distribuição das tensões σ_I no conjunto após o aquecimento.

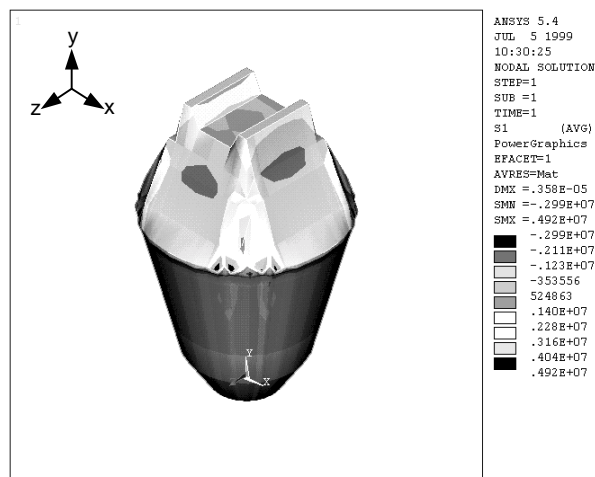


Figura 5 - Distribuição das tensões σ_I na dentina após o aquecimento.

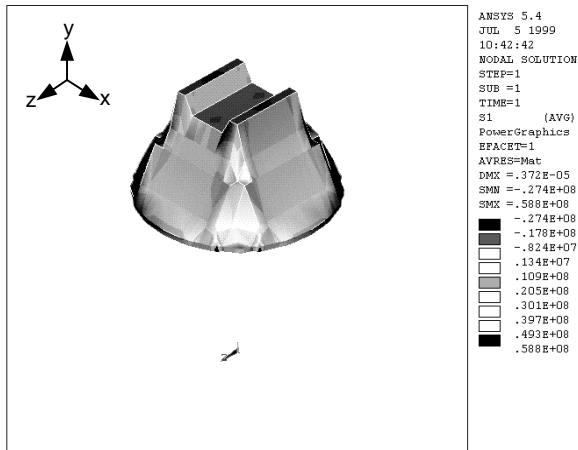


Figura 6 - Distribuição das tensões σ_I na coroa após o aquecimento.

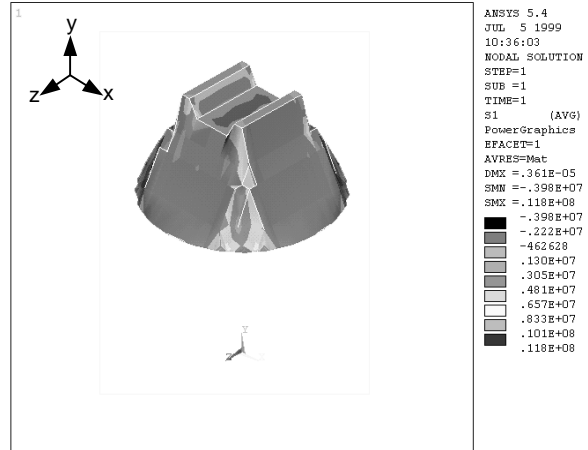


Figura 7 - Distribuição das tensões σ_I no cimento após o aquecimento.

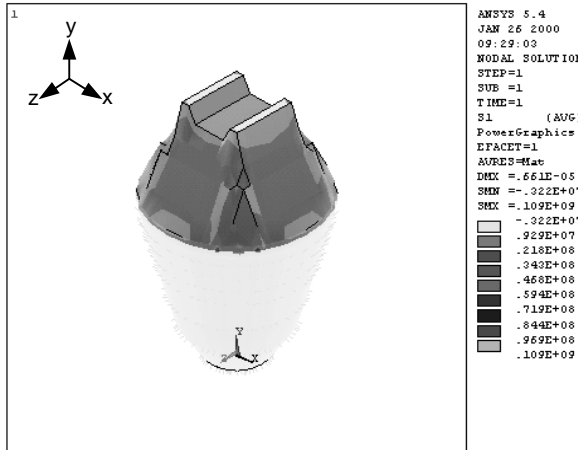


Figura 8 - Distribuição das tensões σ_I no conjunto após o resfriamento.

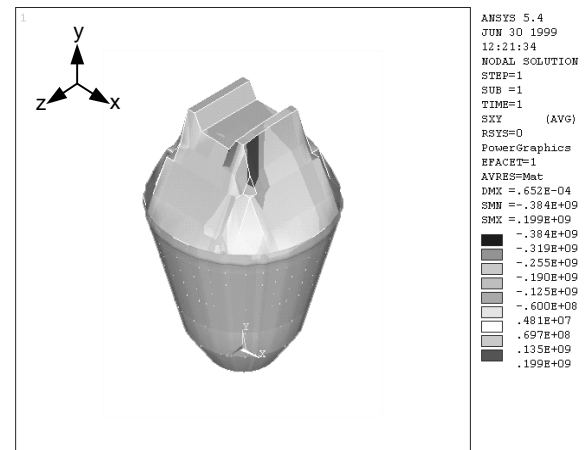


Figura 9 - Distribuição das tensões σ_{yy} no conjunto para a mastigação.

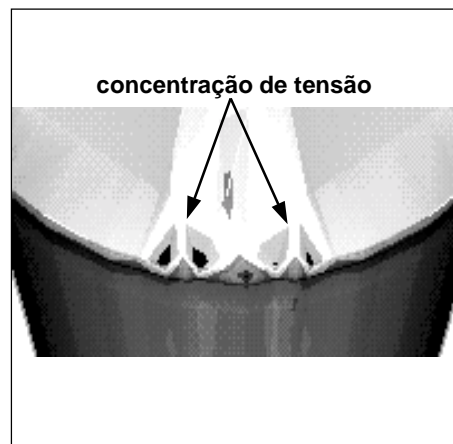
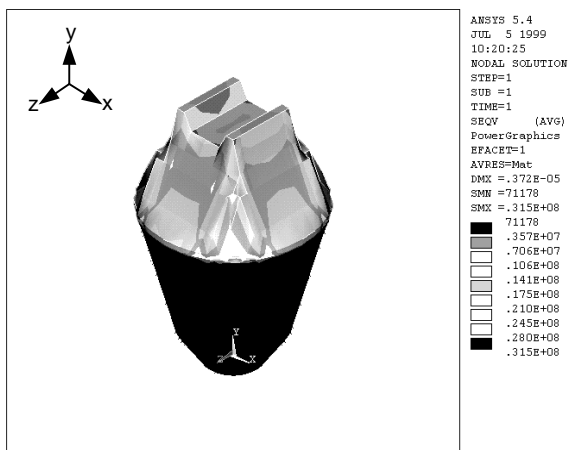


Figura 10 - Distribuição da tensão de Von Mises no conjunto e na interface dentina/cimento após o aquecimento.

4. ANÁLISE DOS RESULTADOS

Uma primeira observação é de que o choque térmico provocou níveis de tensão bastante elevados, ainda que relativamente distantes dos limites de ruptura dos materiais. A tensão de Von Mises para o caso de aquecimento foi de no máximo $0.315 \times 10^8 \text{ N/m}^2$. No entanto, se for considerada uma situação em que os choques térmicos sejam sucessivos e em um número elevado, haveria grande possibilidade de fadiga térmica, com o surgimento de trincas e, conseqüentemente, do descolamento na interface.

Com relação à diferença da distribuição e dos valores das tensões na coroa, cimento e dentina, isto se deve à geometria, às propriedades elásticas e ao coeficiente de dilatação térmica de cada componente.

Embora nenhum critério de resistência (falha) tenha sido estabelecido neste trabalho, pode-se notar um resultado interessante que consiste na concentração de tensões de tração nas “quinas” do conjunto, conforme indicado na Figura 10. A concentração ocorre justamente nas interfaces coroa/cimento/dentina, podendo assim, ser este um fator que indique uma região crítica para ocorrência da infiltração marginal e do descolamento.

As cargas de compressão que surgem durante a mastigação causam uma distribuição assimétrica e concentrada das tensões no ponto de aplicação, com considerável intensidade. Para este caso, não foi observada uma concentração na interface coroa/cimento/dentina, que pudesse agravar de forma significativa o descolamento.

5. CONCLUSÃO

As análises feitas foram de caráter mais qualitativo do que quantitativo. Os níveis de tensões obtidos demonstraram a importância da consideração dos esforços termomecânicos e de mastigação no estudo de falhas de coroas protéticas. É importante observar no entanto, que os resultados obtidos neste trabalho são preliminares. Novas análises serão efetuadas a partir do levantamento experimental das propriedades dos materiais e da comparação com ensaios de termociclagem (Muradas & Gomide, 1998), atualmente em curso de realização. A partir daí poderão ser feitos estudos mais precisos para esclarecer pontos específicos, visando dar informações mais detalhadas e conclusivas a respeito do processo de descolamento de coroas, segundo o comportamento mecânico da estrutura.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à FAPEMIG – Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais pelo suporte financeiro, através do Projeto de Pesquisa TEC-2205/97.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALBUQUERQUE, R. C., POLLETO, L. T. A., FONTANA, R. H. B. T. S., SODRÉ, G. S. F. & CIMINI JR., C. A., 1999, “Análise de tensões em um incisivo central superior reconstruído com diferentes pinos intrarradiculares”, Anais do XV Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica, CD-ROM, Águas de Lindóia-SP.

- “ANSYS - Engineering analysis system”, 1995, Swanson Analysis Systems Inc.
- CARVALHO, R. C. R. & MATSON, E., 1990, “Contribuição para o estudo das tensões que ocorrem em dentes restaurados, utilizando ligas de ouro e de cobre-alumínio, sob ação de força distribuída. Método dos Elementos Finitos”, Revista de Odontologia da USP.
- GRAVER, H. et al., 1990, “Microleakage of casting cemented with glass-ionomer cements”, Oper. Dent., 15: 2-9.
- IMBERT, J. F., 1995, “Analyse des structures par éléments finis”, Cépaduès Editions, 3^o édition.
- MURPHY, M. J. & GOMIDE, H. A., 1997, “Sistema de controle de aparelho para termociclagem”, Relatório Técnico, Projeto CNPq- Processo 521524195 (NV), Uberlândia.
- NORITOMI, P. Y. & SOLLERO, P., 1999, “Revisão dos métodos de análise mais comumente utilizados para verificação de propriedades de interesse em ossos”, Anais do XV Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica, CD-ROM, Águas de Lindóia-SP.
- O’BRYEN, W. J. & RYGE, G., 1981, “Materiais dentários”, 1^a Edição, Rio de Janeiro, Ed. Interamericana.
- PHYLLIPS, R. W., 1976, “La ciencia de los materiales dentales de Skinner”, 7^a Edição, Cidade do México, Ed. Interamericana.
- MURADAS, D. Q., GOMIDE, H. A., OLIVEIRA, S. A. G. & SOARES C. J., 1998, “Construção e utilização de um aparelho de termociclagem para provocar choques térmicos em próteses dentárias”, Anais do V CREEM/ABCM-Congresso de Estudantes de Engenharia Mecânica, Vitória-ES.
- RADKE, R. A., 1988, “Retention of cast endodontic posts: comparison of cementing agents”, The Journal of Prosthetic Dentistry, 59(3):318-320.
- SELNA, G. L., SHILLING-BURG, H. T. & KERR, P. A., 1975, “Finite element analysis of dental structures-axisymmetric and plane stress idealizations”, J. Biomed. Mater. Res., V. 9, 237-252.
- TJAN, A. H. L., 1987, “Effects of various cementation methods on the retention of prefabricated posts”, The Journal of Prosthetic Dentistry, 58(3):309-313.
- TJAN, A. H. L. & SARKISSIAN, R., 1986, “Effects of preparation finish on retention an fit of complete crowns”, The Journal of Dentistry, 56(3):183-188.
- VIEIRA, D. F., 1976, “Cimentação: incrustões, coroa e próteses dentárias”, 1^a Edição, São Paulo, Sarvier Editora de Livros Médicos.