



## **ANÁLISE DE TENSÕES EM UM INCISIVO CENTRAL SUPERIOR RECONSTRUÍDO COM DIFERENTES PINOS INTRARRADICULARES**

**Rodrigo C. Albuquerque, Luiz Tadeu A. Polleto,**

Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia da UFMG  
R. Conde de Linhares 141 – Cidade Jardim – 30380-030 – Belo Horizonte, MG, Brasil

**Regina Helena B. T. S. Fontana,**

Departamento de Odontologia Restauradora e Prótese da Faculdade de Odontologia de  
Araraquara da UNESP

R. Humaitá, 1680 – 14801-903 – Araraquara, SP, Brasil

**Gleide S. F. Sodré e Carlos Alberto Cimini Jr.**

Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da UFMG

Av. Antônio Carlos, 6627 – Pampulha – 31270-901 – Belo Horizonte, MG, Brasil

***Resumo.** Várias técnicas têm sido indicadas na restauração de dentes tratados endodonticamente. O emprego de pinos intrarradiculares pré-fabricados associados a materiais de preenchimento plásticos como resina composta, amálgama e cimento de ionômero de vidro tem ganhado popularidade, se mostrando uma excelente alternativa aos núcleos metálicos fundidos. Baseados nestas alternativas restauradoras, avaliou-se, neste trabalho, o efeito de diferentes formas anatômicas de pinos intrarradiculares, confeccionados em três diferentes materiais (aço inoxidável, titânio e compósito de fibras de carbono em matriz de Bis-GMA), na distribuição de tensões em dentes incisivos centrais superiores tratados endodonticamente. A análise de tensões bidimensional foi efetuada utilizando o Método dos Elementos Finitos. Nesta análise, foram avaliados pinos de geometria cônica, cilíndrica e cilíndrica de dois estágios. Em todos os modelos restaurados foi utilizada resina composta como material de preenchimento coronário, recoberta com uma coroa de porcelana. Foi aplicada uma carga estática de 100 N com inclinação de 45° na borda incisal da superfície palatina do dente. Os resultados obtidos foram comparados entre si e com os resultados para um incisivo central superior polpado.*

***Palavras-chave:** dentes, restauração, pinos intrarradiculares, bioengenharia*

### **1. INTRODUÇÃO**

A restauração de um dente tratado endodonticamente tem gerado uma série de dúvidas e discussões ainda nos dias de hoje. É sabido que estes dentes são normalmente mais frágeis devido

à perda de estrutura dental, cáries, preparação cavitária e instrumentação do canal radicular. Também deve-se levar em consideração que a diminuição da umidade dentinária resulta na alteração da resiliência do dente o que o torna mais susceptível à fraturas. Portanto, devido a estes fatores, é indicado um cuidado especial na hora de selecionar a conduta restauradora mais eficaz para o tratamento destes dentes.

A odontologia tem buscado uma forma ideal para restaurar dentes tratados endodonticamente onde exista uma grande destruição coronária e pouco remanescente dental sadio, o que requer uma restauração que ofereça proteção à estrutura dental.

A técnica mais popular de construção de núcleos para dentes tratados endodonticamente tem sido os núcleos metálicos fundidos. Vários pesquisadores consideram que estes núcleos preenchem melhor os objetivos a que se destinam pois são mais resistentes, mais versáteis e permitem uma melhor adaptação ao canal radicular. Contudo este método de reconstrução apresenta uma série de desvantagens tais como a necessidade de um maior número de sessões clínicas, o envolvimento de procedimentos laboratoriais, um maior custo, além da necessidade de maior remoção de estrutura dental sadia.

Com a evolução das técnicas e dos materiais odontológicos, novas alternativas de reconstrução morfológica têm surgido. Uma técnica promissora tem sido proposta através dos núcleos de preenchimento, que podem ser definidos como núcleos confeccionados com materiais restauradores plásticos cuja finalidade é reconstituir elementos dentais que tenham sofrido perda estrutural, podendo estar associados a pinos intradentinários, intrarradiculares, ou mesmo, dependendo do caso, sem auxílio de pinos. Esta técnica apresenta como vantagens a preservação de uma maior quantidade de estrutura dental sadia, economia de tempo para o paciente e o profissional, baixo custo, boa resistência final e a não necessidade de procedimentos laboratoriais.

O dente selecionado para a essa análise foi o incisivo central superior por se tratar de um dente com anatomia menos complexa, por ser unirradicular e também por ser bastante susceptível à incidência de fraturas.

## **2. MODELAMENTO**

Foi efetuada uma análise de tensões utilizando-se o Método dos Elementos Finitos (MEF). Este método é particularmente adequado à análise de estruturas biológicas pois apresenta grande flexibilidade no tratamento de domínios geometricamente complexos e compostos por múltiplos materiais. Neste trabalho a versão universitária do programa comercial ANSYS (1997) foi utilizada como plataforma para tal análise.

A título de simplificação, o problema em questão foi considerado elástico e bidimensional, sendo o domínio constituído por uma seção transversal vestibulo-lingual representativa de um incisivo central superior, cuja geometria foi obtida de Wheeler (1969). Foi considerada a hipótese de estado plano de deformações, o que equivale assumir que o dente é infinitamente longo na direção normal à seção analisada. Apesar de controversa, tal hipótese é razoável para o dente em questão, que apresenta seção transversal relativamente constante ao longo de seu eixo normal. A adoção dessa hipótese viabiliza a análise bidimensional e tem apresentado resultados satisfatórios conforme apresentado nos trabalhos de Tresher e Saito (1973), Davy *et al.* (1981), Reinhardt *et al.* (1983) e, principalmente, Ko *et al.* (1992), onde se discutem as implicações da adoção de modelos de estado plano de deformações, estado plano de tensões ou axissimétrico.

Nesta análise foram consideradas as estruturas anatômicas do esmalte, dentina, polpa, coroa em porcelana, osso cortical, osso esponjoso, obturação do remanescente do canal radicular com gutapercha e pinos intrarradiculares. Na Figura 1 podemos observar as geometrias completas dos modelos utilizados que foram divididos em quatro grupos:

- Incisivo 1: dente sadio composto por esmalte, dentina, polpa, osso cortical e osso esponjoso mostrado na Fig. 1(a);
- Incisivo 2: Composto por coroa de porcelana, dentina, pino cônico, osso cortical, osso esponjoso e obturação de canal radicular com gutapercha, mostrado na Fig 1(b);
- Incisivo 3: Composto por coroa de porcelana, dentina, pino cilíndrico com apenas um diâmetro, osso cortical, osso esponjoso e obturação de canal radicular com gutapercha, mostrado na Fig. 1(c);
- Incisivo 4: Composto por coroa de porcelana, dentina, pino cilíndrico com dois diâmetros diferentes, osso cortical, osso esponjoso e obturação de canal radicular com gutapercha, mostrado na Fig. 1(d).

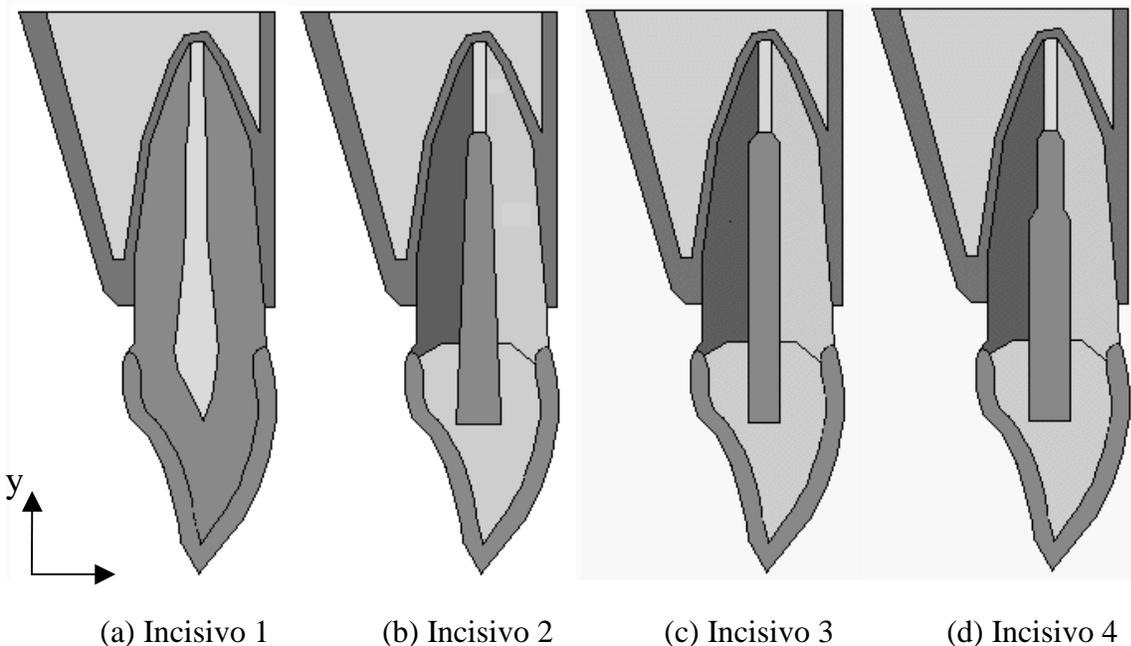


Figura 1 – Geometrias consideradas

Considerou-se, conforme descrito pelos modelos enumerados, três formas anatômicas para os pinos intrarradiculares:

- pino cônico, baseado na forma do pino Unimetric (Les Fils D , Auguste Maillefer S.A. - Baillaigues- Switzerland.) com 12 mm de comprimento, 1 mm de diâmetro na região apical e 2 mm de diâmetro na região coronária, considerando a sua configuração superficial lisa;
- pino cilíndrico com 12 mm de comprimento e diâmetro constante e igual a 1,4 mm;
- pino cilíndrico de dois diâmetros, baseado na anatomia do pino C-Post (Bisco, Itasca, IL) com comprimento de 12 mm, diâmetro maior de 1,8 mm e menor de 1,2 mm.

Os domínios foram discretizados em malhas de elementos planos quadriláteros com quatro nós. As malhas foram pré-analisadas e refinadas nas regiões onde ocorreram concentração de tensões, resultando nas distribuições mostradas na Fig. 2. Para efeito da comparação posterior entre os resultados das análises foi levado em consideração o número de graus de liberdade das malhas numa tentativa de equilibrá-los e manter o erro de discretização dentro de um mesmo patamar. A Tabela 1 apresenta informações sobre o nível de discretização das malhas utilizadas.

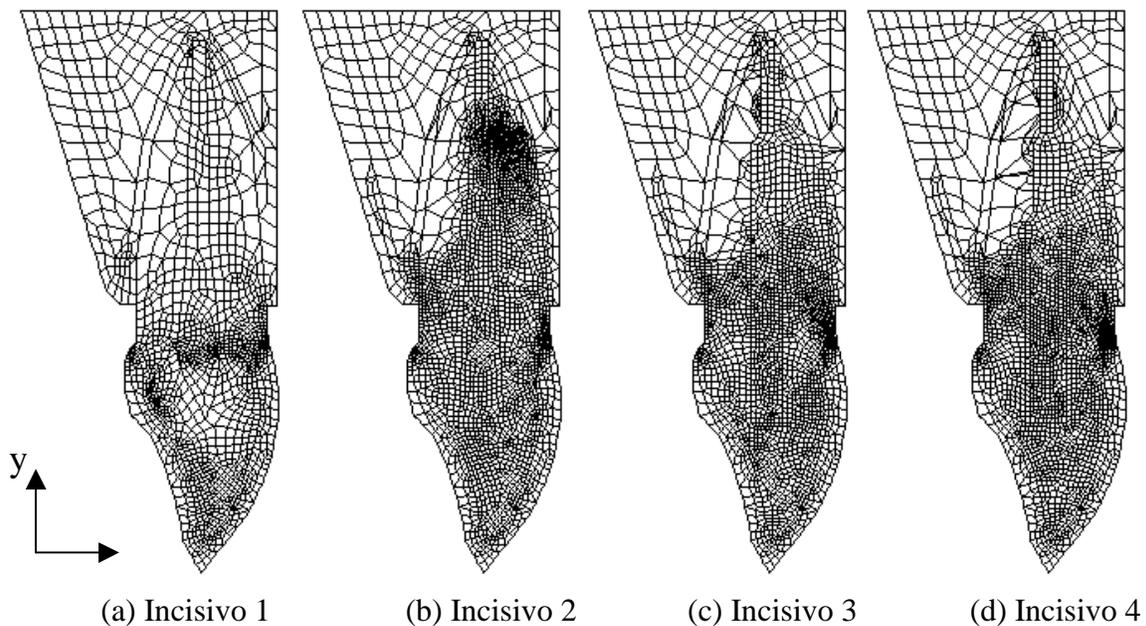


Figura 2 – Malhas utilizadas na análise pelo Método dos Elementos Finitos

Tabela 1 – Informações à respeito das malhas utilizadas

Modelo	Forma anatômica do pino	Número de elementos	Número de nós	Número de graus de liberdade
Incisivo 1	Dente sadio	1509	4634	9190
Incisivo 2	Cônico	2870	8695	17312
Incisivo 3	Cilíndrico	2506	7595	15112
Incisivo 4	Bi-Cilíndrico	2612	7921	15764

Também para efeito de simplificação, todos os materiais utilizados na análise foram considerados homogêneos e isotrópicos, exceto os pinos de fibra de carbono em matriz Bis-GMA, aqui considerados ortotrópicos com propriedades distintas nas direções paralela e perpendicular às fibras, orientadas segundo seu eixo longitudinal. Esta prática tem sido largamente adotada na literatura uma vez que os dados de propriedades mecânicas para os tecidos biológicos dentais ainda não incorporam aspectos de não homogeneidade e anisotropia inerentes

aos mesmos. As referências para obtenção de tais propriedades geralmente são relacionadas com estudos feitos há algum tempo. Existe, entretanto, um esforço na direção do preenchimento dessa lacuna com estudos mais recentes nos quais os aspectos de homogeneidade e isotropia são levados em consideração na obtenção das propriedades mecânicas desses materiais. Na Tabela 2 são listadas as propriedades mecânicas dos materiais utilizados juntamente com as referências onde foram obtidas.

Tabela 2 – Propriedades mecânicas dos materiais utilizados

Material	Módulo de Elasticidade	Coefficiente de Poisson	Referência
Esmalte	41 GPa	0,30	Ko <i>et al.</i> (1992)
Dentina	18,6 GPa	0,31	Ko <i>et al.</i> (1992)
Polpa	0,002 GPa	0,45	Rubin <i>et al.</i> (1983)
Osso cortical	13,7 GPa	0,30	Ko <i>et al.</i> (1992)
Osso esponjoso	1,37 GPa	0,30	Ko <i>et al.</i> (1992)
Guta-percha	0,00069 GPa	0,45	Ko <i>et al.</i> (1992)
Porcelana	69 GPa	0,28	Yaman <i>et al.</i> (1998)
Resina composta / núcleo (Ti- Core)	22, 2 GPa	0,30	Cohen <i>et al.</i> (1997)
Aço inoxidável	200 GPa	0,33	Ko <i>et al.</i> (1992)
Titânio	103,4 GPa	0,33	Clelland <i>et al.</i> (1991)
Fibra de carbono em matriz Bis-GMA:			
Direção paralela às fibras	129 GPa	0,33	Bisco (fabricante)
Direção perpendicular às fibras	9,62 GPa	0,33	Bisco (fabricante)

Assim como nos trabalhos de Ho *et al.* (1994) e Holmes *et al.* (1996) foi aplicada uma carga de 100 N na região palatina próxima à borda incisal do incisivo central superior, com uma inclinação de 45° em relação ao eixo do dente simulando o contato oclusal cêntrico com o dente antagonista. Em todos os modelos as condições de contorno aplicadas correspondem à restrição total dos graus de liberdade dos nós pertencentes à linha da região mais superior correspondente a porção terminal do osso.

### 3. ANÁLISE

Foram conduzidas dez análises, uma delas relacionada ao dente sadio e correspondente à malha Incisivo 1 da Fig. 2 e as outras nove relacionadas à utilização de três materiais diferentes para os pinos (aço inoxidável, titânio e carbono/Bis-GMA) em suas três geometrias (cônica, cilíndrica e bi-cilíndrica, respectivamente correspondentes às malhas Incisivo 2, Incisivo 3 e Incisivo 4 da Fig. 2).

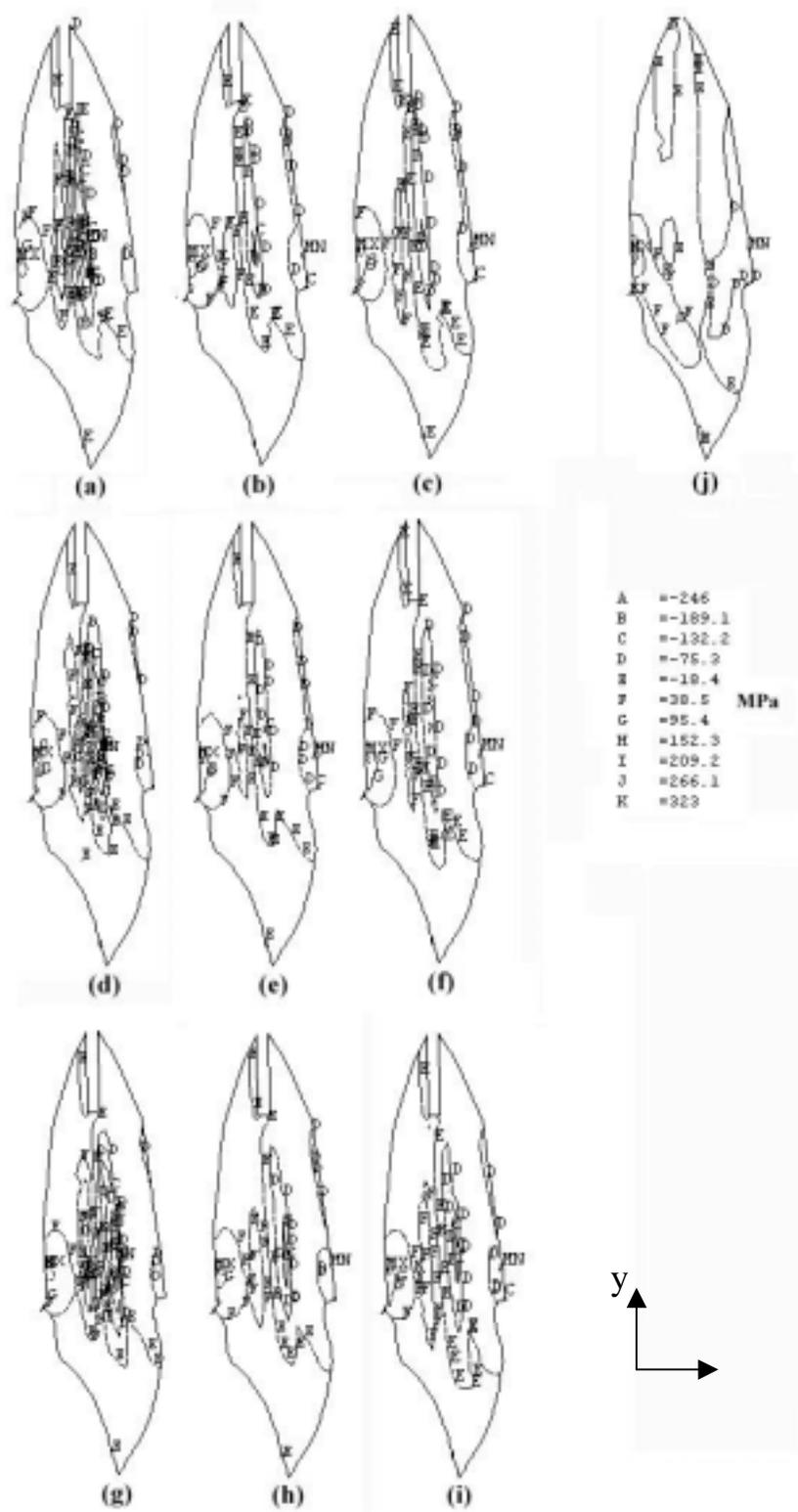


Figura 3 – Tensão na direção y ( $\sigma_y$ ) para a geometria simplificada

Após a condução das análises, a tensão na direção y,  $\sigma_y$ , foi selecionada como representativa para o estudo do comportamento da estrutura dental em questão, por estar associada às tensões normais devido à flexão esperadas para a geometria em questão. De fato, essa tensão demonstrou ser predominante na composição da tensão equivalente de Von Mises. Além disso, foram consideradas apenas as regiões onde a tensão de tração era atuante, uma vez que o mecanismo de falha nesse tipo de estrutura normalmente se dá por fratura frágil da dentina.

Para melhor apresentar os resultados, nas Figs. 3 e 4 observa-se apenas a geometria simplificada dos modelos definidos, que exclui o suporte ósseo e considera apenas as estruturas internas ao dente, de forma a focar a atenção na análise das regiões de interesse. A Figura 3 mostra a distribuição das tensões  $\sigma_y$  nos diversos domínios analisados em uma forma matricial onde as linhas apresentam as diferentes geometrias, respectivamente a cônica, a cilíndrica e a bi-cilíndrica, e as colunas apresentam os diferentes materiais, respectivamente o aço inoxidável, o titânio e o carbono/Bis-GMA. O dente sadio está representado pela Fig. 3(j) no canto superior direito. Dessa forma, a Fig. 3(a) representa o pino cônico de aço inoxidável, a Fig. 3(b), o pino cônico de titânio, a Fig. 3(c), o pino cônico de carbono/Bis-GMA, a Fig. 3(d), o pino cilíndrico de aço inoxidável, a Fig. 3(e), o pino cilíndrico de titânio, a Fig. 3(f), o pino cilíndrico de carbono/Bis-GMA, a Fig. 3(g), o pino bi-cilíndrico de aço inoxidável, a Fig. 3(h), o pino bi-cilíndrico de titânio e a Fig. 3(i), o pino bi-cilíndrico de carbono/Bis-GMA. A Figura 4 representa uma visão detalhada da região de interesse nos domínios mostrados na Fig. 3, respectivamente. É importante salientar que tanto na Fig. 3 quanto na Fig. 4, foram utilizadas os mesmos intervalos de tensão entre as isocurvas, de forma a facilitar a análise comparativa dos resultados, e os símbolos MX e MN indicam, respectivamente, os locais de ocorrência do maior e menor valor para tensão na direção y,  $\sigma_y$ .

Em todos os modelos, inclusive o do dente sadio, foi identificada uma concentração de tensões de tração na direção y na região da dentina radicular adjacente à crista óssea alveolar na porção palatina do dente, o que pode ser observado nos domínios das Figs. 3 e 4. As tensões máximas de tração estão ali localizadas. Pode-se observar ainda que a mudança da geometria e do material do pino não tiveram efeito significativo nessa concentração de tensões que também está presente no dente sadio, conforme mostrado na Tabela 3.

Tabela 3 – Tensões máximas de tração na dentina na direção y ( $\sigma_y$ ) na região cervical adjacente à crista óssea alveolar palatina

Modelo	Forma anatômica do pino	Sem pino	Aço inoxidável	Titânio	Carbono / Bis-GMA
Incisivo 1	Dente sadio	293 MPa	-	-	-
Incisivo 2	Cônico	-	298,7 MPa	308,8 MPa	322,5 MPa
Incisivo 3	Cilíndrico	-	296,0 MPa	304,5 MPa	317,6 MPa
Incisivo 4	Bi-Cilíndrico	-	283,7 MPa	299,6 MPa	318,2 MPa

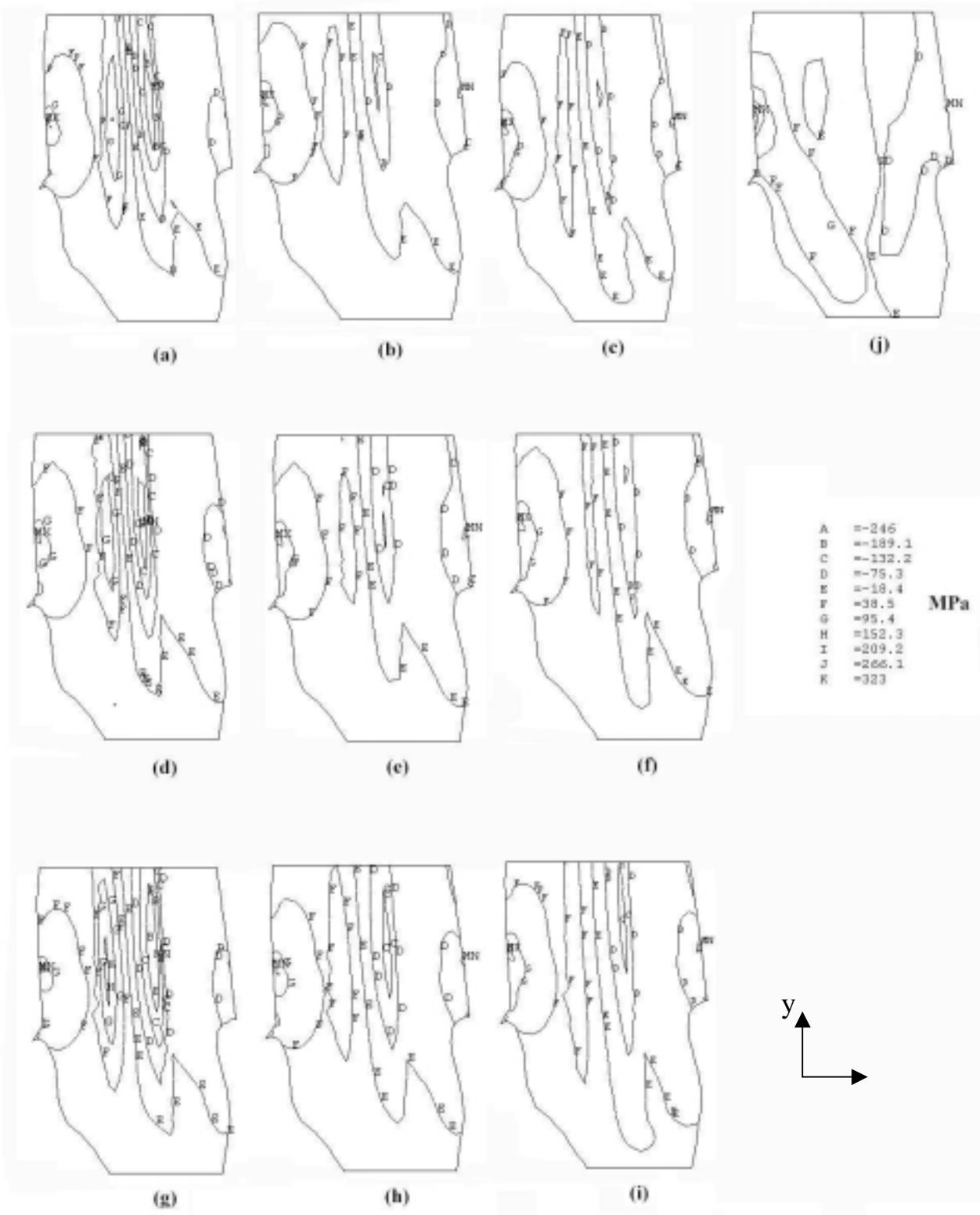


Figura 4 – Detalhe da tensão na direção y ( $\sigma_y$ )

Foi também observada nos domínios das Figs. 3 e 4 uma concentração de tensões na região da interface entre o pino intrarradicular e a dentina do lado palatino na porção coronária da raiz. Uma análise mais detalhada desta concentração mostra que as maiores tensões estão localizadas no interior do pino. O interesse desse trabalho, entretanto, está voltado para o comportamento da dentina em tração na presença de pinos de geometrias e materiais diferentes. Dessa forma, a Tabela 4 mostra as tensões máximas de tração na dentina na direção y e nessa região de interface, considerando os três tipos de pino, os três materiais e o dente sadio.

Tabela 4 – Tensões máximas de tração na dentina na direção y ( $\sigma_y$ ) internamente na porção coronária radicular

Modelo	Forma anatômica do pino	Sem pino	Aço inoxidável	Titânio	Carbono / Bis-GMA
Incisivo 1	Dente sadio	-42,8 MPa	-	-	-
Incisivo 2	Cônico	-	132,1 MPa	75,9 MPa	59,5 MPa
Incisivo 3	Cilíndrico	-	112,1 MPa	61,9 MPa	45,7 MPa
Incisivo 4	Bi-Cilíndrico	-	125,3 MPa	76,6 MPa	62,5 MPa

Analisando mais detalhadamente a Tabela 4 pode-se observar melhor a influência da geometria do pino e de seu material nas tensões máximas na dentina na direção y registradas internamente na porção coronária da raiz adjacente à porção palatina da interface entre o pino e a parede interna do canal radicular. A presença do pino altera substancialmente tais tensões nessa região, inclusive alterando um estado de compressão para um estado de tração, embora sua forma anatômica não traga diferenças significativas. Entretanto fica patente que o uso de diferentes materiais para o pino altera substancialmente o valor de tais tensões nessa região, sendo que o pino confeccionado com fibras de carbono em matriz Bis-GMA apresentou os menores valores para as mesmas, seguido pelo pino de titânio e, por último, pelo pino de aço inoxidável.

#### 4. CONCLUSÕES

A análise do problema proposto indicou que o tratamento utilizando pinos intrarradiculares modifica substancialmente a distribuição de tensões em um dente inicialmente sadio na região da interface entre o pino e a dentina do lado palatino na porção coronária da raiz, embora os formatos anatômicos estudados (cônico, cilíndrico e bi-cilíndrico) não apresentem diferenças significativas entre si. Quanto ao material houve uma alteração significativa na distribuição de tensões nesta região. Para as formas anatômicas estudadas, os pinos de aço inoxidável apresentaram a pior distribuição de tensões seguidos pelos pinos de titânio e por fim pelos pinos de carbono/Bis-GMA.

A utilização dos pinos analisados não alterou significativamente o nível de tensões na outra região de concentração de tensões localizada na dentina radicular adjacente à crista óssea alveolar na porção palatina do dente. Nesta região tanto os formatos anatômicos quanto os materiais estudados não tiveram influência significativa nessa concentração de tensões, que permaneceu similar àquela apresentada pelo dente sadio.

Baseado nestes resultados, a indicação correta do uso de um pino intrarradicular bem como a seleção de pinos com desenho apropriado, confeccionados com materiais mais favoráveis, podem tornar mais favorável o prognóstico da longevidade de um dente despolpado reconstruído.

## REFERÊNCIAS

- Ansys Workbook, 1997, Release 5.4, Third Edition.
- Clelland, N.L., Ismail, Y.H., Zaki, H.S. e Pipko, T., 1991, Three-dimensional Finite Element Stress Analysis in and around the Screw-vent Implant, *Int. J. Oral Maxillofac Implants*, v.6, pp.391-398.
- Cohen, B.I., Bagnillo, M., Musikant, B.L., Deutsch, A.S. e Cofrancesco, G., 1997, Comparison of th Young's Modulus for Six reinforced Dental Materials, *Oral Health*, pp.47-55.
- Davy, D.T., Dilley, G.L. e Krejci, R.F., 1981, Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs, *J. Dent. Res.*, v.60, n.7, pp. 1301-1310.
- Ho, M.H., Lee, S.Y., Chen, H.H. e Lee, M.C., 1994, Three dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J. Prosthet. Dent.*, v.72, pp.367-372.
- Holmes, D.C., Diaz-Arnold, A.M. e Leary, J.M., 1996, Influence of post dimension on stress distribution in dentin, *J. Prosthet. Dent.*, v. 75, pp.140-147.
- Ko, C.C., Chu, C.S., Chung, K.H. e Lee, M.C., 1992, Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth, *J. Prosthet. Dent.*, v.68, n.3, pp.421-427.
- Reinhardt, R.A., Krejci, R.F., Pao, Y.C. e Stannard, J.G., 1983, Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support, *J. Dent. Res.*, v.62, n.9, pp.1002-1008.
- Rubin, C., Krishnamurthy, N., Capilouto, E. e Yi, H., 1983, Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite elements model. *J. Dent. Res.*, v.62, pp.82-86.
- Tresher, R.W. e Saito, G.E., 1973, The stress analysis of human teeth, *J. Biomech.*, v.6, pp.443-449.
- Wheeler, R.C., 1969, *An Atlas of tooth form*, 4<sup>a</sup> ed., Philadelphia, PA, W.B.Saunders Co., pp.41.
- Yaman, S. D., Alaçam, T., Yaman, Y., 1998, Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications, *J. Endodon.*, v.24, pp.107-111.

## STRESS ANALYSIS OF AN UPPER CENTRAL INCISOR RESTORED WITH DIFFERENT POSTS

**Summary.** *Many techniques have been indicated on the restoration of endodontically treated teeth. The use of posts associated to filling materials such as composite resin, amalgam and glass ionomer cement has turned into a popular alternative to cast metallic cores. Based on these restoration alternatives, the effect of different anatomic shapes and materials of posts in the stress distribution on a endodontically treated incisor was evaluated on this work. Two-dimensional stress analysis was performed using the Finite Element Method. Three post geometry (conical, cylindrical and two-stage cylindrical) and three different materials (stainless steel, titanium and carbon fiber on Bis-GMA matrix) were considered. Composite resin was used as filling material in all models. A static load of 100 N was applied with 45° inclination with respect to the incisor's edge. The results were compared among themselves and to the results for a healthy tooth.*

**Keywords:** *teeth, restoration, posts, bioengineering*